Aus der Orthopädischen Klinik
der Westfälischen Wilhelms-Universität Münster

Das Gangbild nach intertrochanterer Varisationsosteotomie

Inaugural-Dissertation

zur

Erlangung des Doktorgrades der Medizin

der Fachbereiche

5 Vorklinische und Theoretische Medizin
6 Klinische Medizin

der Medizinischen Fakultät
der Westfälischen Wilhelms-Universität Münster

vorgelegt von

Elmar Holstiege

aus Frankfurt am Main

1981

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41555408_0064

Aus der Orthopädischen Klinik
der Westfälischen Wilhelms-Universität Münster

Das Gangbild nach intertrochanterer Varisationsosteotomie

INAUGURAL - DISSERTATION

zur

Erlangung des Doktorgrades der Medizin

der Fachbereiche
5 Vorklinische und Theoretische Medizin
6 Klinische Medizin

der Medizinischen Fakultät
der Westfälischen Wilhelmsuniversität Münster

vorgelegt von

Elmar Holstiege

aus Frankfurt am Main

1981

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der Westfälischen Wilhelmsuniversität.

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

Dekan: Prof. Dr. Themann

1.Berichterstatter Prof.Dr.Polster

2.Berichterstatter Prof. Dr.P.Brinckmann

Tag der Promotion: 2.10.81

Aus der Orthopädischen Universitätsklinik
der Westfälischen Wilhelmsuniversität Münster

Referent: Prof.Dr.Polster
Korreferent: Prof.Dr.Brinckmann

Zusammenfassung

Elmar Holstiege

DAS GANGBILD NACH INTERTROCHANTERER VARISATIONSOSTEOTOMIE

Mit Hilfe von Filmaufnahmen wird das Gangbild von 37 Patienten (29 weiblich,8 männlich) 2 bis 12 Jahre nach intertrochanterer Varisationsosteotomie untersucht. Dabei wird in erster Linie das Überlegen des Rumpfes zur Standbeinseite und das Absacken des Beckens zur Spielbeinseite beachtet. Die Ergebnisse werden mit denen von 26 als hüftgesund geltenden Personen verglichen.
Die operierten Personen zeigen überwiegend ein gutes Gangbild. Beidseits varisierte Patienten zeigen ein durchschnittlich schlechteres Gangbild als einseitig varisierte. Zwischen dem Ausmaß der operativen Verringerung des Schenkelhalswinkels bzw. der absoluten Größe des postoperativ bestehenden Schenkelhalswinkels und der Qualität des Gangbildes wird kein eindeutiger Zusammenhang gefunden.

Tag der Promotion: 2.10.1981

Inhaltsverzeichnis

	Seite
Abstract	1
Danksagung	2
Inhaltsverzeichnis	3
I. Problemstellung	5
II. Hauptteil	12
1. Versuchsanordnung	12
2. Auswertungsverfahren	14
3. Versuchspersonen	19
4. Ermittelte Gangdaten	21
a) Geschwindigkeiten	22
b) Bewegungen des Beckens	23
c) Winkel der Rumpflinie	33
d) Die Beckenhöhe	38
e) Die Kordination der Becken- und Rumpfbewegungen	42
f) Die Winkel zwischen Rumpf- und Hüftlinie	45
g) Gangbild, Geschwindigkeit und Kraftseitendifferenz	47
g1) Relativschwankung und Normalgewicht	57
g2) Gangbild und Alter der untersuchten Personen	58
g3) Gangbild und Geschlecht	59
g4) Hüftschmerz und Gangbild	59
g5) Schwankung und Operationsdatum	61
h) Überblick über verschiedene das Gangbild beeinflussende Faktoren	62
i) Der Trainingszustand	66
III. Schluß	68
Literaturverzeichnis	71

Lebenslauf 73

Anhang I
1.Meßsystem I
2.Winkelberechnung I
a)Winkel WL II
b)Winkel der Beckenlinie III
c)Winkel der Rumpflinie IV
3.Höhenbewegung des Beckens V
4.Durchschnittsgeschwindigkeit VII
5.Meßfehler IX

I. Problemstellung

Bei coxa valga und dysplastischer Hüftgelenkspfanne führt die geringe Belastungsfläche des Gelenks, verbunden mit hohen Gelenkkräften, zu ungünstigen Druckverhältnissen, die eine vorzeitige Abnutzung des Gelenks begünstigen und zu Beschwerden führen können.
In diesen Fällen wird häufig eine intertrochantere Varisationsosteotomie durchgeführt, die zu einer Besserung des Beschwerdebildes verhelfen kann. Durch die intertrochantere Varisationsosteotomie tritt der trochanter major relativ zum Becken höher. An dieser Stelle setzen die Hüftabduktoren (m.gluteus medius, m.gluteus minimus,m. piriformis, m. tensor fasciae latae) an. Durch das Höhertreten des trochanter major wird die Ansatzstelle dieser Muskeln ihrem jeweiligen Ursprung am Becken angenähert. Dadurch sinkt die Vorspannung dieser Muskeln.[1]
In Abbildung 1 ist die Auswirkung einer intertrochanteren Varisationsosteotomie um 30° eingezeichnet. Der Ansatzpunkt der Abduktionsmuskulatur am trochanter major tritt durch die Varisation in unserer verkleinernden Abbildung um 1,4 cm höher und die Strecke zwischen Ansatz und durchschnittlichem Ursprung[2] wird um ca 16% verkürzt. Eine Verkürzung eines Muskels um 40% seiner Ausgangslänge führt nach Elftman (8) zu einem hundertprozentigen Kraftverlust des betreffenden Muskels (Abbildung 2). Entsprechend dem Schaubild dürfte eine operativ bedingte Verkürzung der Strecke zwischen Ansatz und Ursprung der Abduktionsmuskeln von mehr als 20% in einen kritischen Bereich führen.

---

1 Für den m.tensor fasciae latae sind die anatomischen Verhältnisse etwas komplizierter. Die hier gezogenen Folgerungen treffen aber auch für diesen Muskel zu.

2 Der durchschnittliche Ursprung der Abduktoren wurde nach der Methode von Debrunner ermittelt (4).

Abbildung 1: U = durchschnittlicher Ursprung der Abduktionsmuskulatur. A = Ansatz der Abduktoren am Trochanter major.
D = Position des distalen Femurendes nach einer intertrochanteren Varisationsosteotomie um 30° wurde gestrichelt eingezeichnet. Die Strecke $\overline{UA'}$ zeigt sich gegenüber $\overline{UA}$ um 1% verkürzt.

Diese Angaben sind unter den Muskelphysiologen nicht unumstritten. Steindler (25, S.53) gibt zu bedenken, daß die Abnahme der Muskelkraft bei Verkürzung des Muskels unter seine optimale Arbeitslänge je nach Muskel verschieden ist. Unbestritten ist aber ein ganz erheblicher Kraftverlust durch Verringerung der Vorspannung des Muskels.

Der Kraftverlust der Abduktionsmuskulatur als Folge einer veränderten Vorspannung durch Verkürzung des Abstandes von Ansatz und Ursprung trifft bei einem Teil der Patienten nach intertrochanterer Varisations-

osteotomie mit dem Auftreten eines Trendelenburg-Duchenne`schen Phänomens zusammen. Zwar wird eine strukturelle Anpassung der Abduktionsmuskulatur an die veränderten Arbeitsbedingungen angenommen. In welchem Ausmaß sie stattfindet , ist aber nicht bekannt. Rosemeyer (21) fand in elektromyographischen Untersuchungen eine Anpassung der Muskulatur bei Varisationen von weniger als 15-20°. Die Aussagekraft elektromyographischer Untersuchungen erscheint allerdings in dieser Hinsicht begrenzt.

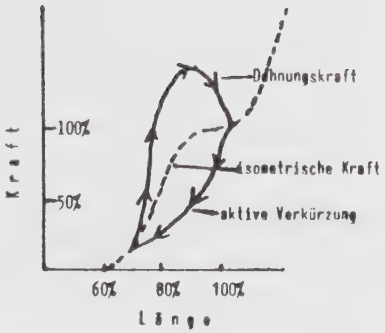


Abbildung 2: Die Muskelspannungskurve nach Elftman zeigt die verschiedene Kraft, die ein Muskel isometrisch, bei Dehnung und bei aktiver Kontraktion ausüben kann. Gemeinsam ist die aktive Insuffizienz bei einer Verkürzung unter 60% der'Restlänge'.

Das Trendelenburg-Duchenne`sche Phänomen (vergleiche hierzu auch 1,5, 12,13,26) kann sich in drei verschiedenen Formen zeigen:

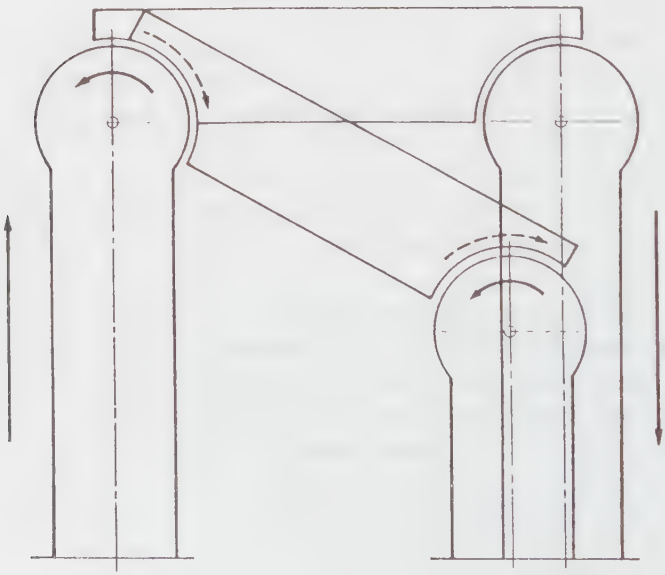
1. Das Becken kippt zur Spielbeinseite hin ab.
2. Der Oberkörper wird zur Standbeiseite übergelegt.
3. 1. und 2. werden kombiniert.

Die Schwäche der Abduktionsmuskulatur zeigt sich aber nicht nur im Versuch mit Heben des Beins. Beim Gehen fällt sie in ähnlicher Weise auf. Lediglich das Becken sackt nach Angaben von Francillon (9) etwas weniger zu Spielbeinseite ab.

Ein leichtes Abkippen des Beckens zur Spielbeinseite und ein leichtes Überwerfen des Oberkörpers zur Standbeinseite ist auch beim Gehen gesunder Personen zu erkennen. Bei den Patienten aber, bei denen das Trendelenburg`sche Zeichen positiv ist, treten diese Erscheinungen verstärkt auf.

Das starke Überwerfen des Oberkörpers wird von vielen Patienten als unästhetisch und störend empfunden und deshalb teilweise zugunsten des Abkippens des Beckens unterdrückt.
Das Überwerfen des Oberkörpers wird vornehmlich durch ein Abknicken der unteren Wirbelsäule im Bereich der Wirbel L_4 bis S_1 ausgeführt. Eine verstärkte Abnutzung der dortigen hypermobilen Wirbelverbindungen wurde bereits durch die Pathologen Dupuytren und Adams (nach 26) bei postmortalen Untersuchungen festgestellt.
Aber auch schon das alleinige Abkippen des Beckens zur Spielbeinseite hin bei sonst regelrechter Ganghaltung des Oberkörpers führt zu einer verstärkten Knickung im Bereich der unteren LWS.
Krakovits (14) stellte in einer Untersuchung über Auswirkungen von Beinverkürzungen fest, daß durch das Abkippen des Beckens zur Seite des kürzeren Beins hin die Hüftbelas-tungsfläche des längeren Beines verringert wird und dadurch der Gelenkdruck steigt. In Abbildung 3 wird dies veranschaulicht.

Abb.3



Beim Abkippen des Beckens zur Spielbeinseite als Folge einer Insuffizienz der Hüftabduktoren tritt der gleiche Effekt auf.
Darüberhinaus fand Merchant (19) im Modellversuch, daß ein Absacken des Beckens zur Spielbeinseite um 30° gegenüber der waagrechten Beckenhaltung eine dreifache Abduktionskraft nötig macht um das Becken in dieser Stellung festzuhalten. Eine so hohe Mehrbelastung, wie in diesem Modellversuch ermittelt, tritt beim trendelenburg-positiven Patienten nicht auf. Die als Vergleich zum Versuch mit dem um 30° abgekippten Becken gewählte waagrechte Beckenstellung entspricht nicht der Normalhaltung beim Gehen, wie oben bereits erwähnt. Das ändert nichts daran, daß die Versuchsergebnisse von Merchant als wichtiger Hinweis auf eine Mehrbelastung des Hüftglenks beim Absacken des Beckens zur Spielbeinseite hin gewertet werden müssen; genauso wie die Überlegungen von Krakovits auf eine Verringerung der belasteten Gelenkfläche hindeuten. Beides führt zu einer Steigerung des Gelenkdrucks.
Die verkürzungsbedingte Schwäche der Abduktionsmuskulatur kann durch operatives Tiefersetzen des trochanter major vermieden werden. Da der trochanter gleichzeitig auch weiter nach außen versetzt wird, verändert sich auch der Hebelarm, mit dem die Abduktoren auf das Hüftgelenk wirken. In Abbildung 4 wird dies bildlich erläutert.

Die gleichzeitige Durchführung von intertrochanterer Varisationsosteotomie und Trochanterdistalisation bietet Schwierigkeiten der Operationstechnik und der Nachbehandlung. Deshalb sollte die Trochanterdistalisation nur nach strenger Indikationsstellung in einer Sitzung mit der Varisationsosteotomie zugleich durchgeführt werden. Um die Indikation zu stellen, muß präoperativ gesagt werden können, ob bei dem jeweiligen Patienten als Folge der Varisation mit einer Abduktoreninsuffizienz gerechnet werden muß. Nur in einigen Extremfällen fällt dieses Ur-

teil leicht. Im Normalfall kann darüber kein sicher begründetes Urteil abgegeben werden. Auch die Auffassungen in der Literatur gehen in diesem Punkte auseinander. Müller (20) fand ohne Trochanterversetzung nach gezielter Abduktionsübungsbehandlung nur bei einem Viertel der operierten Patienten ein positives trendelenburg'sches Zeichen.

Abb.4

Durch die in Bilde vorgenommene Tieferversetzung des trochanter major bei bestehender coxa vara wurde die Abduktionsmuskulatur durchschnittlich um 25% verlängert, der Hebelarm um 10%.

Matzen (17) schlägt die Tochanterversetzung grundsätzlich bei starker präoperativer Valgusstellung vor. Chuinard und Logan (3) fanden kein trendelenburgsches Phänomen trotz Varisierung auf im Schnitt 103°. Schneider (23) versetzte den Trochanter bei Kindern regelmäßig in gleicher Sitzung, um - wie er sagt - monatelanges Hinken zu vermeiden. Jani (10) distalisierte erst dann, wenn das Trendelenburg-Duchenne'sche Phänomen nach der intertrochanteren Varisationsosteotomie längere Zeit positiv blieb. Durch die dann vorgenommene Trochanterdistalisation wurde das trendelenburg'sche Zeichen in zwei Dritteln der Fälle negativ. Rosemeyer (21) stellte fest, daß bei erwachsenen Patienten zu Vermeidung einer Ver-

schlechterung des Gangbildes bei Varisationen von mehr als 15-20° eine Trochanterversetzung notwendig wird. Bei geringerem Varisationsausmaß sei eine Anpassung der Muskulatur an die veränderten Arbeitsbedingungen möglich. Diese Anpassung lasse sich im EMG nachweisen. Er warnt darüberhinaus vor zu frühzeitiger postoperativer Belastung. Sie führe zu einer Schädigung der noch nicht an die neuen Verhältnisse angepassten Abduktoren mit anschließenden Insuffizienzerscheinungen.
Zenker und Bruns (28) setzten bei Patienten mit positivem trendelenburg'schen Phänomen den trochanter major 2 cm tiefer. Bei 70% der so operierten Patienten wurde das trendelenburg'sche Zeichen anschließend negativ. Bei den übrigen Fällen lag ein morbus perthes oder eine ausgeprägte Fettleibigkeit vor.
Schulitz (24) warnt vor zu starker Varisierung. Varisierung über den Normalwert hinaus führe leicht zu einem trendelenburg'schen Zeichen, verbessere die Belastungsverhältnisse aber nur noch wenig.

Aufga-be dieser Arbeit ist es zu untersuchen, welche Veränderungen des Gangbildes gegenüber gesunden Individuen sich bei Patienten ergeben, bei denen eine intertrochantere Varisationsosteotomie durchgeführt wurde. Dabei wird das Hauptaugenmerk auf die Seitenneigung des Rumpfes und das Abkippen des Beckens gerichtet. Es soll versucht werden,zwischen Gangbild, Operation und Beschwerden, sowie weiteren klinisch wichtigen Daten eine Beziehung herzustellen.

II. Hauptteil

1. Versuchsanordnung

Eine 9m lange Gehstrecke steht zur Verfügung, auf der die Probanden von hinten über einen Spiegel gefilmt werden. Da die Probanden eine Beschleunigungs- und eine Bremsphase am Anfang bzw. am Ende der Gehstrecke benötigen, werden nur ca. 4m der Gehstrecke gefilmt. Diese 4m werden auf einer am Boden befestigten Aluminiumfolie zurückgelegt (siehe auch Abb.5.0). Die Filmaufnahmen werden mit einer 16mm-Kamera mit einer Brennweite von 85mm aufgenommen. Da bei Aufnahmen der ganzen Testperson keine für die anschließende Auswertung genügend große Filmdarstellung erzielt werden kann, wird der Bildausschnitt so gewählt, daß zu Beginn der Filmstrecke nur der Rumpf der Versuchsperson auf dem Film abgebildet wird. Der Bodenkontakt der Füße wird auf dem Rücken der Versuchsperson durch 2 Glühbirnen angezeigt, je eine für den rechten und für den linken Fuß. Die Birnen sind je über einen offenen Stromkreis mit einer Batterie verbunden, die der Proband trägt. Die Stromkreise

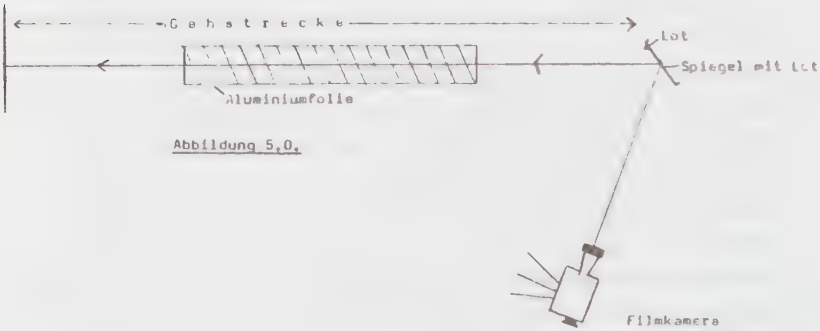


Abbildung 5.0.

werden durch die Alufolie am Boden geschlossen: Eine Lampe leuchtet auf, wenn 2 unter dem entsprechenden Fuß angebrachte, längs der Fußsohle parallel verlaufenden offene Drähte zugleich mit der Aluminiumfolie in Kontakt kommen, die Folie also eine leitenden Verbindung zwischen den beiden Drähten herstellt. Am Becken der Versuchspersonen wird in den Grübchen über en spinae iliacae posteriores superiores je ein 1cm dickes Styroporklötz-chen auf die Haut

geklebt. Über die Klötzchen wird ein genau 20cm langer Styroporstab geklebt, der etwa waagrecht angebracht wird und ungefähr eine Parallele zu der von Braune und Fischer definierten Hüftlinie bildet (2). Diese ist als Verbindungslinie zwischen den beiden Hüftkopfmittelpunkten festgelegt. In der Mitte und an den beiden Enden des Stabes sind Markierungen angebracht. Die äußeren Enden dieser Markierungen an den Enden des Stabes haben einen Abstand von genau 20cm. Eine weitere Markierung wird über der vertebra prominens auf die Haut geklebt. Die Verbindungslinie zwischen der Markierung über der vertebra prominens und dem markierten Mittelpunkt des Styroporstabes am Becken entspricht ungefähr der von Braune und Fischer festgelegten Rumpflinie (Verbindungslinie zwischen dem Mittelpunkt der Hüftlinie und dem Mittelpunkt der als Verbindung zwischen den Schultergelenksmittelpunkten definierten Schulterlinie - 2).

Auf dem Rücken wird eine Styroporkugel von 20cm Durchmesser angebracht. Am Spiegel, über den gefilmt wird, sind Referenzpunkte befestigt, deren Verbindungslinie senkrecht verläuft. Sämtliche Markierungen sind mit reflektierender scotch-light-Folie vorgenommen. Der Hintergrund der Kugel ist ebefalls mit solcher Folie beklebt. Mit einer dem Kameraobjektiv nahe postierten starken Lichtquelle angestrahlt, reflektieren die Markierungen so hell, daß mit Blende 8 bei 64 Bildern/sec noch eine gute Abbildung erzielt werden kann. Diese ist in Bild 5 wiedergegeben.

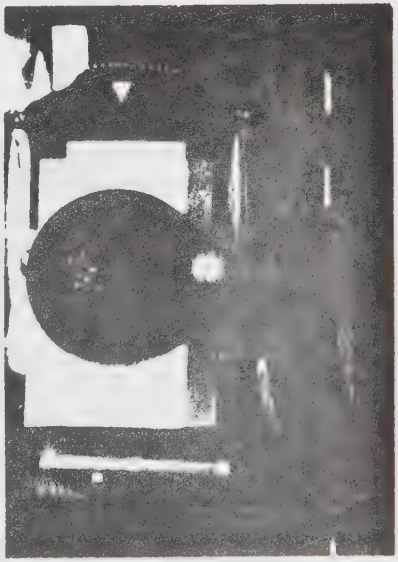


Abbildung 5

Die Filmgeschwindigkeit wurde zu Beginn der Versuche von 64 auf 48 Bilder/sec herabgesetzt, weil das Federwerk derKamera

für den Filmtransport kurz vor Ende seines Ablaufes um ca 15% langsamer läuft. Bei einer Filmgeschwindigkeit von 48 B./sec kann dieser Bereich der verminderten Filmgeschwi.ndigkeit selbst bei sehr langsamen Probanden vermieden werden.
Vor dem Filmen der Gangszenen werden die Probanden bei möglichst geradem Stehen und beim Trendelenburgversuch aufgenommen. Anschließend wird die Gehstrecke in der Regel zweimal durchlaufen, einmal mit der Aufforderung langsam zu gehen und einmal mit der Aufforderung schnell zu gehen. Somit stehen 2 Gangszenen zur Auswertung zur Verfügung.
Die Patienten, die im täglichen Leben ihren Schuhausgleich tragen,gehen nur mit Schuhausgleich. Patienten, die trotz einer Beinverkürzung von mehr als 1cm normalerweise keinen Schuhausgleich tragen werden zunächst barfuß gehend gefilmt und anschließend zusätzlich noch mit einem Schuhausgleich aus Filz, der die Beinlängendifferenz bis auf 0,3-0,6cm ausgleicht.

2. Das Auswertungsverfahren

Die entwickelten Filme werden auf einem Bewegungsanalysator ausgewertet. Dazu werden die Filmbilder einzeln auf einen Bildschirm projiziert. Die Bildnummer und die Koordinaten der markierten Meßpunkte werden auf Lochstreifen und auf Papier ausgedruckt.
Pro Filmbild ergeben sich, wie auch aus Abbildung 6 ersichtlich,9 Meßpunkte:

P1 und P2 mit den Koordinaten x_1 und y_1 und x_2 und y_2, zwei am Spiegel angebrachte Bezugspunkte, die ein Lot markieren, durch das Verfälschungen des Meßergebnisses durch eventuelles Wackeln der Kamera oder durch verkanteten Durchlauf des Films durch die Kamera oder die Projektionseinrichtung vermieden werden sollen (Näheres im Anhang).

P3 (x_3/y_3) und P4 (x_4/y_4), deren Abstand den Durchmesser der Kugel angibt.

P5 (x_5/y_5) für die Markierung der vertebra prominens.

P6 (x_6/y_6) als untere Markierung der Rumpflinie in der Mitte des Beckenstabes.

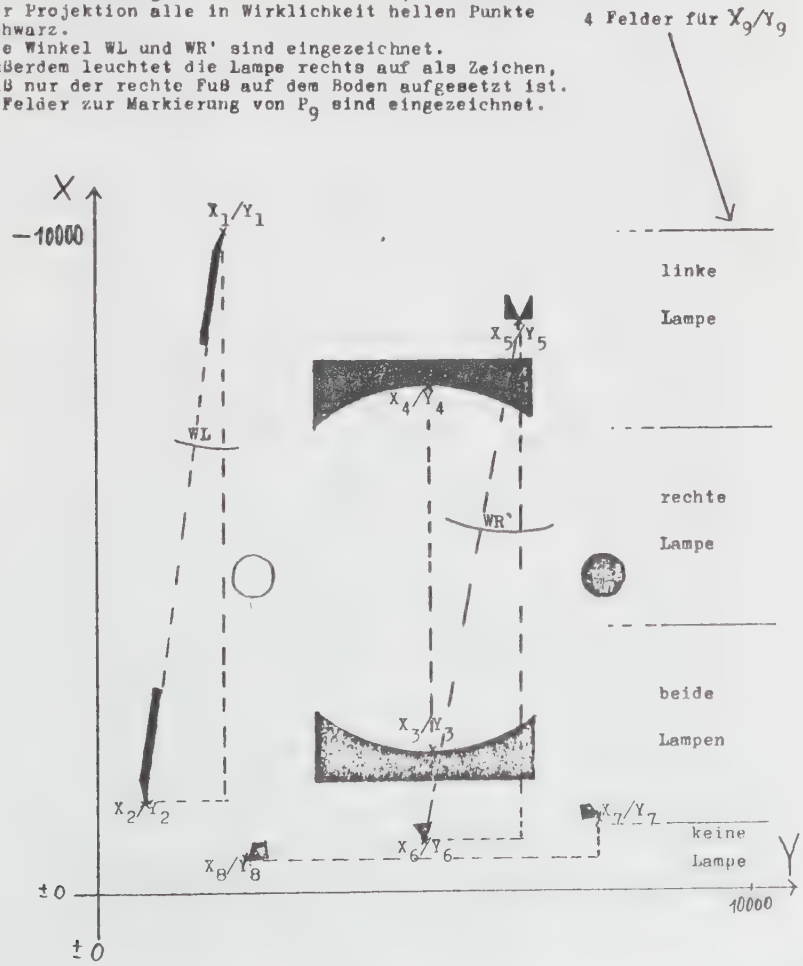
P7 (x_7/y_7) und P8 (x_8/y_8) der rechte und linke Endpunkt

des Beckenstabes als Markierung der Hüft- oder Beckenlinie.

P9 (x_9/y_9) gibt durch seine Koordinaten an, ob die rechte oder linke Glühbirne brennt.

Abbildung 6

Die Meßpunkte sind dargestellt, wie sie auf dem Bild-Schirm des Bewegungsanalysators sichtbar sind. Da ein Schwarz-Weiß-Negativfilm benutzt wird, erscheinen in der Projektion alle in Wirklichkeit hellen Punkte schwarz.
Die Winkel WL und WR' sind eingezeichnet.
Außerdem leuchtet die Lampe rechts auf als Zeichen, daß nur der rechte Fuß auf dem Boden aufgesetzt ist.
4 Felder zur Markierung von P_9 sind eingezeichnet.



Jedes dritte oder zweite Bild wird vermessen, je nachdem ob mit Filmgeschwindigkeit 64 oder 48 gefilmt wurde. Jede Szene wird also alle 0,047 oder alle 0,042 Sekunden ausgewertet.

Berechnung der Winkel

Hier soll die Vorgehensweise nur kurz skizziert werden. Einzelheiten sind im Anhang zu finden.
Ein Rechen- und Plotprogramm wird geschrieben, das folgende Aufgaben erfüllt:
Berechnung der Winkel der Hüftlinie und der Rumpflinie für Stand, Trendelenburgversuch beiderseits und für die ausgemessenen Bilder der Gangszenen. Für den Stand und den Trendelenburgversuch wird jeweils ein Mittelwert der Winkel aus 4 Messungen ermittelt.
Für die Gangszenen wird zusätzlich die Differenz zwischen dem Winkel der Rumpflinie (WR) und dem der Becken- oder Hüftlinie (WB) errechnet. Außerdem die jeweilige Höhe des Beckens.
In Abbildung 7 ist ein vollständiger Computerausdruck abgebildet. Oben sind neben der Überschrift Angaben zur Versuchsperson zu lesen. Darunter sind die Kurven der Winkel der Becken- und Rumpflinie ausgedruckt. Links Becken- und rechts Rücken- oder Rumpflinie. Die senkrechte Achse des Schaubildes stellt die Zeit dar. Sie ist in dreistelligen Bildnummern an der linken Seite ablesbar. Von einer ausgedruckten Bildnummer bis zur nächsten darunter vergehen 0,047". Rechts daneben sind die Werte der jeweiligen Winkel der Beckenlinie untereinander ausgedruckt. Wieder daneben steht ein Buchstabe 'B','R' oder 'L' für die am Boden aufgesetzten Füße (=='beide','rechts', 'links'). Im freien Raum rechts neben diesen Buchstaben ist die Kurve der Winkel durch Sterne (*) abgetragen. Von Druckposition zu Druckposition nach rechts bedeutet der Stern einen um $0,3^{0}$ höheren Winkelwert. Der Winkel der Beckenlinie im Stand ist durch 'I' markiert. Die gleiche Darstellungsweise gilt für die Winkelkurve der

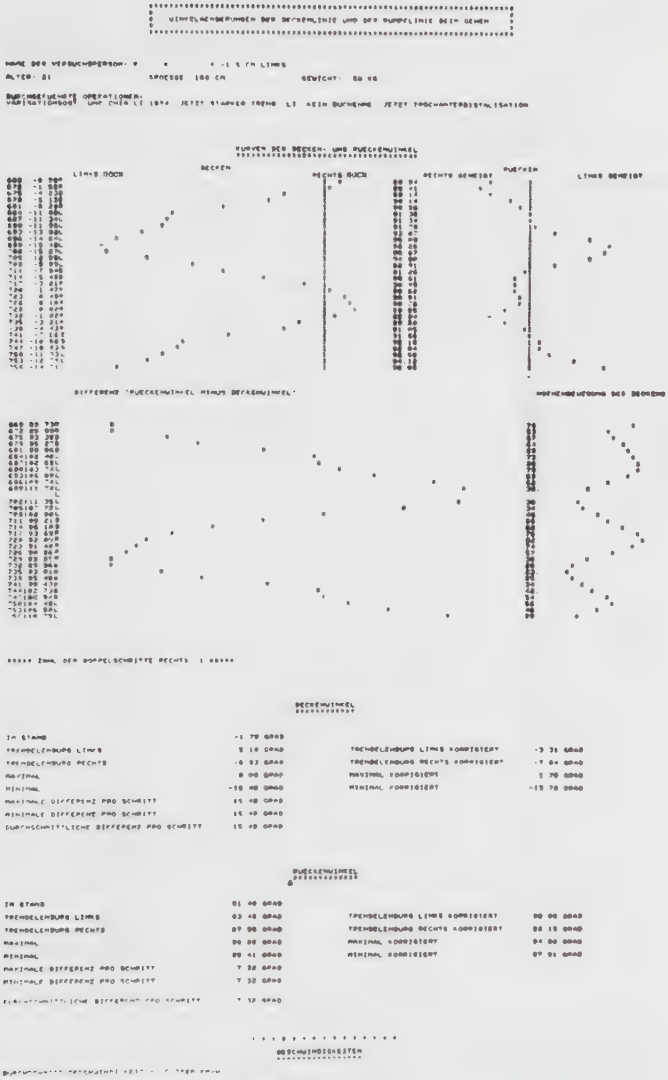

WINKELGEWERBUNGEN DER DECKENLINIE UND DER RUMPFLINIE BEIM GEHEN
KURVEN DER DECKEN- UND RUECKENWINKEL
DECKEN
RUECKEN
LINKS ROCK
RECHTS ROCK
RECHTS GEWEIGT
LINKS GEWEIGT
DIFFERENZ 'RUECKENWINKEL MINUS DECKENWINKEL'
DECKENWINKEL
IM STAND
TRENDELENBURG LINKS
TRENDELENBURG RECHTS
MAXIMAL
MINIMAL
MAXIMALE DIFFERENZ PRO SCHRITT
MINIMALE DIFFERENZ PRO SCHRITT
DURCHSCHNITTLICHE DIFFERENZ PRO SCHRITT
RUECKENWINKEL
IM STAND
TRENDELENBURG LINKS
TRENDELENBURG RECHTS
MAXIMAL
MINIMAL
MAXIMALE DIFFERENZ PRO SCHRITT
MINIMALE DIFFERENZ PRO SCHRITT
DURCHSCHNITTLICHE DIFFERENZ PRO SCHRITT
GESCHWINDIGKEITEN

Abbildung 7.

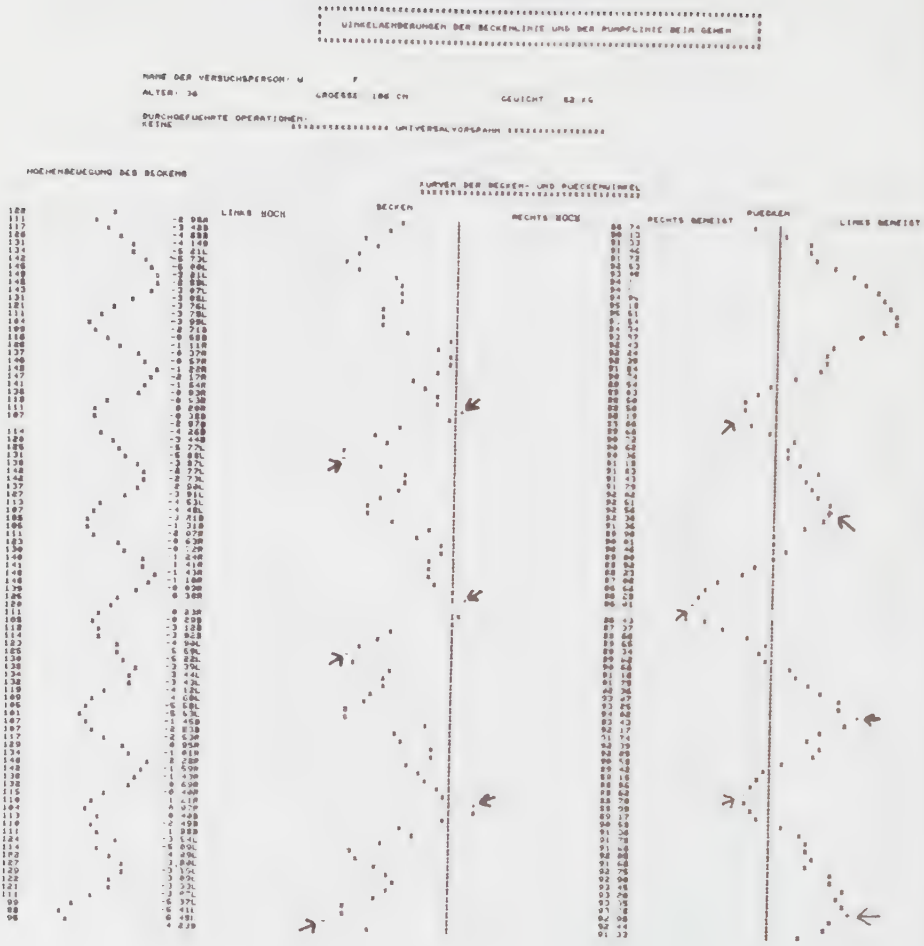


Abbildung 8

Die vom Rechner mit '+' oder '-' markierten Maxima und Minima der Kurven sind durch Pfeile hervorgehoben.

der Rumpflinie weiter rechts. Nur konnte hier auf den Ausdruck von Bildnummern und Fußposition verzichtet werden. Darunter sind in derselben Darstellungsweise die Kurven des Winkels WD (=WR - WB) und der Beckenhöhe ausgedruckt.
Unten sind für WB und WR die Werte im Stand und im trendelenburgschen Versuch sowie die Änderungen dieser Winkel im Verlaufe eines Doppelschrittes ausgedruckt. Ganz unten die Geschwindigkeiten.
In Abbildung 8 sind die Kurven der Beckenhöhe (H), der Rumpflinie (WR) und der Beckenlinie (WB) nebeneinander dargestellt. In den Kurven von WR und WB sind die Maxima und Minima pro Doppelschritt herausgesucht und zur Kontrolle in der geplotteten Kurve mit '+' bzw. '-' gekennzeichnet. Die Amplituden zwischen den Maxima und Minima werden für jeden Doppelschritt errechnet und ihr Durchschnitt wird gebildet.

3. Versuchspersonen

Als gesunde Vergleichsgruppe wurden 26 Personen untersucht, bei denen bisher keinerlei Beschwerden von Seiten der Hüften bekannt geworden waren und die darüberhinaus keinerlei sonstige gravierende Beschwerden hatten.
Die Personen dieser Vergleichsgruppe waren im Schnitt 35,8 Jahre alt, der jüngste 20, der älteste 57 Jahre.
18 Männer und 8 Frauen.
Die durchschnittliche Größe betrug 175cm, minimal 155cm, maximal 194cm. Das durchschnittliche Gewicht 71 kg, minimal 46 und maximal 106 kg.
Das Über- bzw. Untergewicht wurde nach der einfachen Normgewichtsformel errechnet: "Größe über 100cm in kg".
Dies ist insofern unbefriedigend, als nach der Bronnstedtformel (nach 15) - Größe mal Brustumfang dividiert durch 240 - eine Berücksichtigung des unterschiedlichen Körperbaus möglich gewesen wäre.
Das Durchschnitttsgewicht liegt 6,2% unter dem Normalgewicht. Das höchst Untergewicht 26% unter dem Normalgewicht, das

höchste Übergewicht 29% über dem Normalgewicht.
Versuche, den Trainingszustand der Versuchspersonen zu erfragen scheiterten , weil mit einfachen Mitteln keine vergleichbaren Antworten zu erfahren waren. Das ist bedauerlich, weil das Training sicherlich eine erhebliche Bedeutung besitzt.
49 Patienten wurden einbestellt. 12 erschienen nicht. davon war 1 Patient verstorben, 1 erblindet, 2 unbekannt verzogen, 2 längere Zeit verhindert und 6 reagierten auf die schriftliche Einladung nicht. Möglicherweise stellen diese letzten 6 Patienten eine negative Auswahl mit der Behandlung Unzufriedener dar. 37 Patienten konnten untersucht werden, darunter 29 Frauen und 8 Männer. Während die Vergleichsgruppe zu 31% aus Frauen bestand, waren es unter den Patienten 78%. Die Patienten waren im Schnitt 36,3 Jahre alt, also 0,5 Jahre älter als die Vergleichsgruppe, minimal 19 Jahre, maximal 55 Jahre. Die durchschnitttliche Größe betrug 168cm, minimal 154,5 cm, maximal 191cm. Die Durchschnittsgröße ist, wahrscheinlich durch den Frauenanteil bedingt, deutlich niedriger (-7cm) als bei der Vergleichsgruppe.
Das durchschnittliche Übergewicht beträgt 0,6%, minimal -27%, maximal +32%.
Es sind 20 einseitig und 17 beidseitig Varisationsosteotomierte untersucht worden. In einem Fall war außerdem eine Beckenosteotomie nach Chiari auf einer Seite vorgenommen worden. Bei 2 Patienten wurde einseitig der m. gluteus medius gerafft, bei 3 Patienten einseitig der trochanter major tiefergesetzt, bei 3 Patienten beidseitig. Nach einer der beidseitigen Trochanterdistalisationen rutschte ein trochanter schließlich wieder höher als zuvor, von den einseitigen Trochanterdistalisationen mißglückten 2.
Die Varisationsosteotomien liegen im Schnitt 6,5 Jahre zurück, maximal 12 Jahre, minimal 2 Jahre. Die Plattenentfernungen liegen im Schnitt 5 Jahre zurück, maximal 11 Jahre, minimal 1/2 Jahr.Bei 3 Patienten war die Platte

nach 3, 8 und 9 Jahren noch nicht entfernt.
Von den Patienten sind 9 beschwerdefrei. 18 haben nach 1-2 -stündigem Gehen Beschwerden, 6 nach ca. 1/2 Stunde zu Fuß gehen und 3 haben ständig leichte Schmerzen.
Alle Patienten mit einer Ausnahme gaben an, daß ihre Beschwerden postoperativ deutlich gebessert waren. Eine Patientin gab an, seit der Operation mehr Schmerzen zu haben.
Die Befragung nach der postoperativen Übungsbehandlung bzw. nach dem jetzigen Trainingszustand ergab zwar in Einzelf-ällen interessante Aufschlüsse aber keine vergleichbaren Ergebnisse.

Von einem anderen Untersucher, H.Marquardsen (16), wurden die Hüftabduktionsdrehmomente der Mehrzahl der gefilmten Versuchspersonen gemessen. Mit der freundlichen Erlaubnis von H.Marquardsen werden diese Meßergebnisse an einigen Stellen dieser Arbeit mit hinzugezogen.

4. Ermittelte Gangdaten

Dem gefilmten Trendelenburgversuch wird in der Auswertung keine große Bedeutung beigemessen, da im Falle nur mäßiger Abduktoreninsuffizienz der Wert des Versuchs zweifelhaft erscheint. Ohne Überlegen des Oberkörpers zur Standbeinseite darf im Trendelenburgversuch ohne Zweifel keine Abduktoreninsuffizienz angenommen werden. Wird aber der Rumpf im Versuch zur Standbeinseite stark übergelegt, so sagt dies noch nichts über eine Insuffizienz der Abduktoren aus, da bei einigen Versuchspersonen, die im Versuch diese Haltung einnahmen, durch die Aufforderung, das Spielbein noch stärker anzuheben, ein Überlegen des Oberkörpers jetzt zur Spielbeinseite ohne Absacken des Beckens zur gleichen Seite ausgelöst wurde. Offensichtlich bestand bei diesen Personen keine Abduktoreninsuffizienz, obwohl diese anfangs durch das Überlegen des Oberkörpers zur Standbeinseite vorgetäuscht wurde. Vielmehr scheinen diese Personen automatisch eine die Abduktionsmuskulatur entlastende Position

aufgesucht zu haben, die nach der Aufforderung, das Spielbein noch stärker anzuheben, aufgegeben wurde. In dieser Situation bieten nach dem hier beschriebenen Verfahren angefertigte Filmaufnahmen weder beim zweifelhaft positiven noch beim sicher positiven Trendelenburgversuch gegenüber der bloßen Beobachtung irgendwelche Vorteile.
Ebenso wie bei den Versuchspersonen der Vergleichsgruppe zeigten auch die Bewegungskurven der Becken- und Rumpflinie der Patienten meistens eine überwiegende Neigung zu einer Seite gegenüber dem Stand. Dabei ist diese Neigung bei beiden Gruppen im Durchschnitt gleich groß. Da die bevorzugte Schwankungsseite dem klinischen Bild bei der Beobachtung des Gangbildes sehr häufig nicht entspricht, wird vermutet, daß die Versuchspersonen nach der Aufforderung für die Standaufnahme gerade zu stehen, dieser Aufforderung nicht entsprechen konnten. Schiefes Stehen um 1 - 2° gegenüber einer geforderten 'Normalhaltung' läßt in den gezeichneten Kurven der Becken- oder Rumpflinie das Bild einer deutlich einseitigen Schwankung entstehen, auch wenn eine solche nicht vorhanden ist.

a) Geschwindigkeiten
Die Ganggeschwindigkeiten gehen aus Tabelle 1 hervor.

Tabelle 1: Geschwindigkeiten in km/h

	Durchschnitt	maximal	minimal
Gesunde	3,5	4,8	1,9
Patienten	3,8	5,5	1,1

Während die niedrige Minimalgeschwindigkeit von 1,1 km/h aus den Beschwerden des betroffenen Patienten zu erklären ist, dürften die übrigen Geschwindigkeitsdifferenzen unter den beiden Grupen - so gering sie sind - am ehesten mit unterschiedlicher Motivation zu erklären sein.
Die durchschnittliche Geschwindigkeit aller Gangszenen der untersuchten Personen liegt deutlich unter dem nach den Angaben von Braune und Fischer (2)[1] errechneten und von

1 S.183

Murray (18) bestätigten Wanderschrittempo von 5,6 bzw. 5,5 km/h. Auch die Länge des Doppelschritts war bei uns wie aus Tabelle 2 ersichtlich anders.

Tabelle 2 : Länge eines Doppelschritts in cm

	Durchschnitt	maximal	minimal
Gesunde	112	162	74
Patienten	107	144	60
Ges.+Pat	109		

Braune und Fischer (2) und Murray (18) gaben für den Doppelschritt 153 bzw 156,5cm an. Entsprechend der geringeren Geschwindigkeit unserer Versuchspersonen war auch ihr Schritt kürzer. Bei nur 9m langer zur Verfügung stehender Gehstrecke einschließlich der Beschleunigungs- und Abbremsstrecke, zumal unter den sonstigen ungewohnten Versuchsbedingungen, ist es nicht leicht, die normale Gehgeschwindigkeit zu erreichen. Bei uns gehen in die Durchschnitsberechnung auch die langsamen Gangszenen nicht ein. Wahrscheinlich trifft die Auffassung Ducroquet's (6) zu, daß durch die sitzende Lebensweise in den letzten Jahren die normale Schrittlänge kürzer geworden ist. Der Unterschied in der Schrittlänge zwischen Gesunden und Patienten kann mit der geringeren durchschnittlichen Körpergröße erklärt werden, da die Schrittlänge nicht nur von der Geschwindigkeit sondern auch von der Beinlänge und damit indirekt von der Körpergröße abhängt.

b) Die Bewegungen des Beckens

In Abbildung 9 ist eine typische Form der Kurven der Winkel der Beckenlinie abgetragen. In ihr ist zu erkennen, wie sich der Winkel der Beckenlinie gegen die Waagrechte (Beckenwinkel oder kurz WB) im Laufe eines Doppelschritts ändert. Beim Übergang von der Belastung nur des linken Beines zur Belastung beider Beine - Bild 970 zu 967 - hebt sich das Becken rechts und vollzieht während der Phase der Belastung beider Beine eine schnelle Änderung des

Abbildung 9

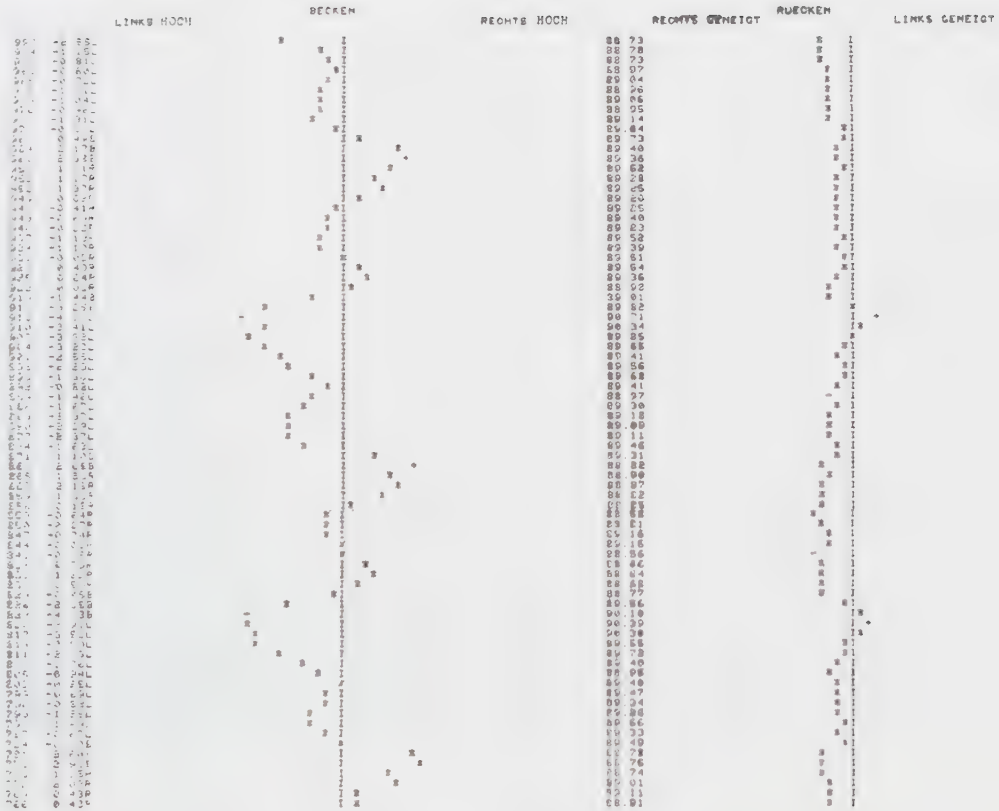

LINKS HOCH
BECKEN
RECHTS HOCH
RECHTS GENEIGT
RUECKEN
LINKS GENEIGT

Abbildung 10

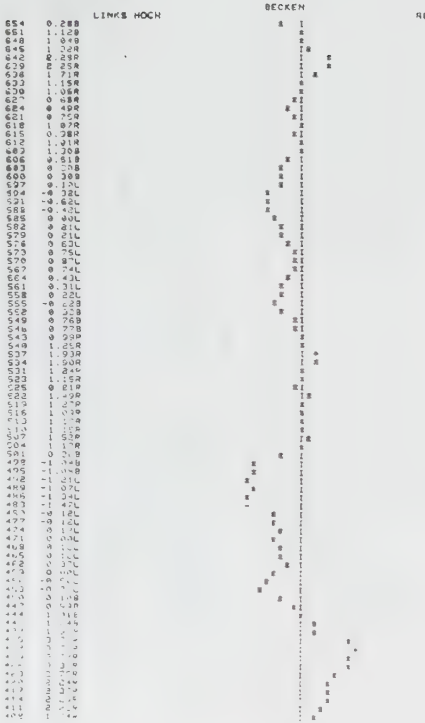


Abbildung 11

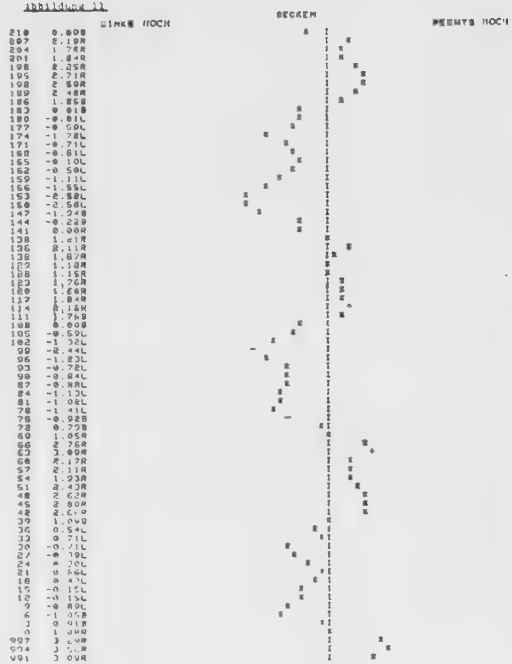
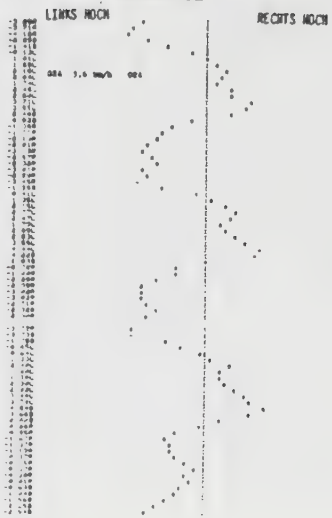


Abbildung 12



Winkels WB. Am Ende der Belastung beider Beine - Bild 958 - ist das Becken rechts am höchsten bzw. WB am größten, um anschließend langsam wieder abzunehmen. Kurz vor Ende der Rechtsbelastung steigt der Beckenwinkel wieder an, ohne die gleiche Höhe wie beim Übergang zur Rechtsbelastung zu erreichen, um dann mit Aufsetzen des linken Fußes (=Beginn beidfüßiger Belastung, Bild 919) steil in den negativen Bereich abzufallen.
Bei der Belastung des linken Fußes verläuft die Kurve ungefähr spiegelbildlich. Die Auslenkung der Kurve ist entgegengesetzt. Die Vertiefung zwischen den beiden Gipfeln zur anderen Seite - nach "links hoch" - erscheint hier spitzer als bei der Rechtsbelastung. Diese Erscheinung kann für das Individuum typisch sein, kann aber auch durch eine Gangunregelmäßigkeit oder durch Meßfehler hervorgerufen sein.
Daß das erste der beiden Maxima während der Belastung auf einem Bein das größere ist, ist nicht die Regel. Es kam bei Gesunden ebenfalls vor, daß beide Maxima gleich groß waren oder das zweite Maximum größer als das erste.
Die Abbildungen 10 und 11 zeigen die gleiche gesunde Versuchsperson bei verschiedenen Geschwindigkeiten. In Bild 10 mit 2,0 km/h und in Abbildung 11 mit 3,5 km/h. In Abbildung 10 ist anscheinend jeweils der erste Gipfel der jeweils höchste, in Abbildung 11 ist es wechselnd. In Abbildung 12 geht eine andere Person mit 3,6 km/h. Bei rechts hohem Becken ist der zweite Gipfel der deutlich höhere, bei links hohem Becken und Belastung auf dem linken Fuß sind beide Gipfel etwa gleich hoch.
Unter den Gesunden kommt eine nur eingipflige Auslenkung der Beckenwinkelkurve nicht vor; bei den Patienten zwei mal (=5%), jeweils bei Patienten mit sehr starker Beckenschwankung. Bei 11 Personen der Vergleichsgruppe (=42%) ist das erste Maximum höher; unter den Patienten ist das erste Maximum bei 3 Personen (8%) höher als das zweite. Bei 2 Personen der Vergleichsgruppe (8%) ist der zweite Gipfel höher, entsprechend bei 5 Patienten (13,5%). Bei 13 (50%) der Gesunden sind die Gipfel etwa gleich groß oder wechselnd, entsprechend bei 27 (72%) der Patienten.

In der Vergleichsgruppe beträgt die durchschnittliche Schwankung der Beckenwinkel für alle Gangszenen 5,77°. Die minimale Durchschnittsschwankung der Beckenwinkel in einer Gangszene beträgt 2,1° bei 2,1 km/h; die maximale Durchschnittsschwankung des Beckenwinkels beträgt in einer Szene 10,3° bei 3,6 km/h. Die Schwankung des Beckens nimmt in der Regel mit zunehmender Geschwindigkeit zu. Dieser Trend stimmt bei 33 (89%) Patienten und 21 (=80%) Gesunden. Bei je 1 Person aus beiden Gruppen stimmt es nur bedingt, weil 3 Gangszenen vermessen wurden mit 3 unterschiedlichen Geschwindigkeiten und eine der 2 Geschwindigkeitssteigerungen von Szene zu Szene zu keiner Vergrößerung der Beckenwinkelschwankung führte. Bei 4 (=17%) Gesunden und bei 3 (=8%) Patienten trat dieser Trend nicht auf. Die Hälfte dieser Letztgenannten zeigte bei gesteigerter Geschwindigkeit eine verringerte Schwankung des Beckens und eine sehr deutlich verstärkte Rumpfschwankung.

In der Literatur findet sich bei Braune und Fischer (2, S. 283) eine Beschreibung der Schwankung der Hüftlinie. Nach den von den Autoren angegebenen Relativkoordinaten des Mittelpunktes des rechten Hüftkopfes gegenüber dem Mittelpunkt der Verbindungslinie beider Hüftkopfmittelpunkte wurde der Winkel

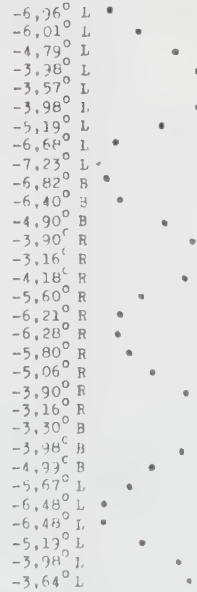


Abbildung 13: Kurve der Winkel der Hüftlinie entsprechend den Daten von Braune und Fischer (I.Versuch).

der Hüftlinie errechnet und in einer Kurve abgetragen, die im Maßstab den Kurven aus den eigenen Messungen ungefähr entspricht. Nach den bei den Autoren gleichzeitig angegebenen Fersenkoordinaten wurden die Bodenkontakte der Füße grob abgeschätzt und ebenfalls in Abbildung 13 eingetragen.
Die von Braune und Fischer vorgestellte Versuchsperson ging mit einer Geschwindigkeit von knapp 6 km/h. Die Kurve weist deutliche Unterschiede zu den hier ermittelten Kurven auf. Während sich in den eigenen Kurven pro Doppelschritt eine Periode des Beckenwinkels, allerdings mit Doppelgipfel für jede Auslenkung, ergab, scheint bei den erwähnten Autoren ein anderes Verhältnis vorzuliegen.

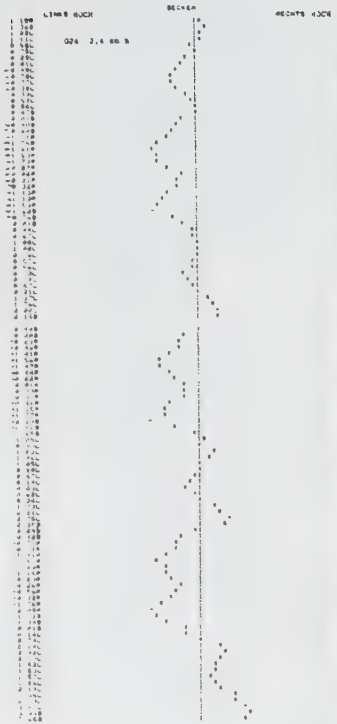
> "Die Periode einer solchen Schwingung (der Hüftlinie, Erg. v.H.) ist nun nicht etwa gleich der Dauer oder wenigstens gleich einem Vielfachen der Dauer eines Schrittes, sondern es kommen auf zwei Schritte immer 3 Schwingungen der Hüftlinie."(2, S.286)

Offensichtlich sackt das Becken auch bei der Versuchsperson dieser Autoren zunächst zur neuen Schwungbeinseite ab, um dann in der Mitte der Schwungphase auf der Schwungbeinseite höher zu sein als auf der Stemmbeinseite und um dann kurz vor der folgenden Belastung beider Füße wieder zur Schwungbeinseite hin abzusacken.
Derselbe Bewegungsablauf kam auch bei den hier untersuchten Personen vor. Der Unterschied besteht aber im Ausmaß der Wiederaufrichtung des zur Schwungbeinseite hin abgesackten Beckens in der Mitte der Schwungphase. Bei den von mir untersuchten Personen wird das Becken nur im sehr langsamen Gehen in der Mitte der Schwungphase auf der Schwungbeinseite bis zur mutmaßlich Waagrechten [1] und darüber hinaus angehoben.
Dies ist in den Abbildungen 14 a-d zu beobachten. 14a

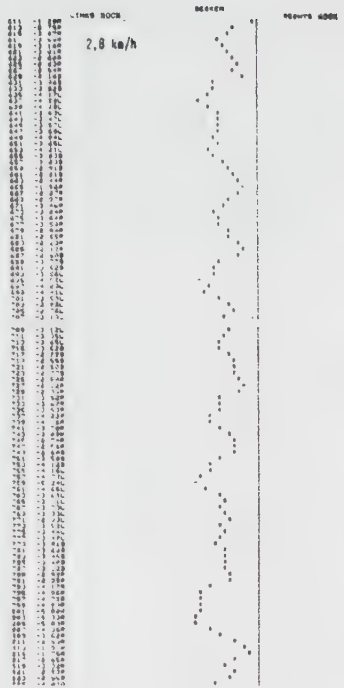
---

1 Wie auf Seite 22 bereits näher erläutert, ist es nach den Filmaufnahmen kaum möglich, die waagrechte Haltung der Hüftlinie genau festzulegen. Die nach den Koordinaten von Braune und Fischer errechneten Winkel zeigen, daß diese Autoren mit ähnlichen Schwierigkeiten zu tun hatten.

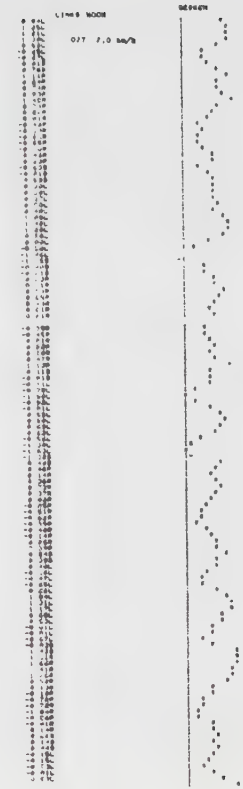
Abbildung 14a



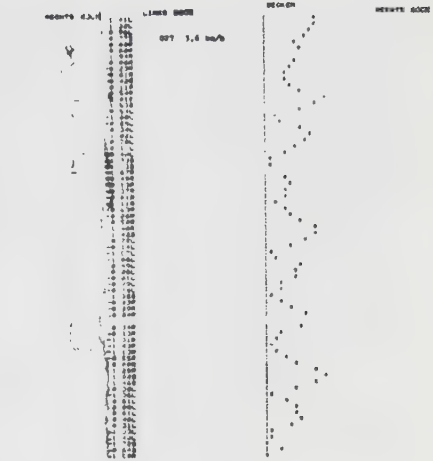
14b



14c



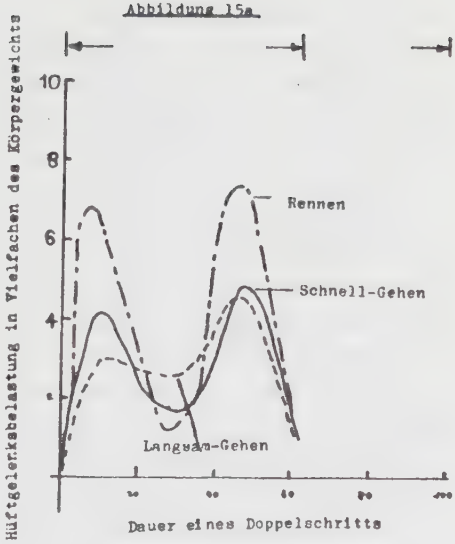
14d



zeigt die Kurve der Hüftlinie einer Person der Vergleichsgruppe bei 2,4 km/h. Im Bild ist zu erkennen, daß in der Mitte der einseitigen Belastungsphasen die Winkel der Hüftlinie nahezu gleich sind: In der Mitte der ersten Linksbelastung -0,77°, Mitte der ersten Rechtsbelastung -0,06°, zweite Linksbelastung 0,1°, zweite Rechtsbelastung 0,01°. In der Mitte der einbeinigen Belastungsphase findet also eine Wiederaufrichtung des Beckens zur Waagrechten statt. Noch deutlicher wird dies in Abbildung 14 b bei einer Patientin mit unauffälligem Gangbild und einer Geschwindigkeit von 2,8 km/h. Die Kurve ähnelt bereits sehr stark der nach Braune und Fischer gezeichneten Kurve. Ebenso geht eine andere Versuchsperson mit 2,6 km/h, wie aus 14c ersichtlich ist. Während aber die in 14a und b gezeigten Personen bei schnellerem Gang von 3,5 und 3,6 km/h ein Kurvenbild ähnlich wie in Abbildung 9 zeigen, ändert sich von 14c zu 14d bei der gleichen Person mit auf 3,6 km/h erhöhter Geschwindigkeit nichts Wesentliches am Kurvenverlauf. Er entspricht etwa dem bei Braune und Fischer gefundenen. Da Braune und Fischer nur eine Person untersuchten, liegt der Verdacht nahe, daß es sich dabei um ein ganz individuelles Gangbild handelt.
Eberhart, Saunders und Inman (7) bezeichnen das Absacken des Beckens zur Schwungbeinseite als eine der Hauptdeterminanten des Gehaktes. Gerade in der Mitte der Schwungphase sei das Becken zur Schwungbeinseite hin gekippt. Von diesen Autoren wird hervorgehoben, daß diese Beckenkippung dazu beiträgt, eine Anhebung des Körperschwerpunktes in der Mitte der Schwungphase, die ja zugleich Mitte der Stemmphase des anderen Beines ist, zu verringern. Da auf diese Weise zur Mitte der Stemmphase der Körperschwerpunkt etwas wenigerangehoben werden müsse, könne dadurch Energie eingespart werden. Ein Anheben des Beckens auf der Schwungbeinseite zur Waagrechten in der Mitte der Schwungphase oder gar über die Waagrechte hinaus, würde eine erhebliche Energieverschwendung bedeuten. So ver-

wundert es nicht weiter, daß die in Abbildung 14a und b gezeigten Kurven bei höherem Tempo der Versuchspersonen normalisiert waren und keine Zeichen der "Energieverschwendung" mehr boten.
Die von Paul (21) ermittelte Kurve der auf einer Hüftendoprothese lastenden Kräfte zeigt einen ähnlichen Verlauf wie die hier gefundenen Kurven der Winkel der Hüftlinie. In Abbildung 15a erfolgt die Darstellung einer solchen Kurve. In Abbildung 15b wurde zur Veranschaulichung zusätzlich auf die andere Seite der Nullinie die gleiche Kraft für den anderen Fuß eingetragen. Die von Rydell in 15a aufgetragene Skala vermittelt einen Eindruck von der Grö-

Abbildung 15a



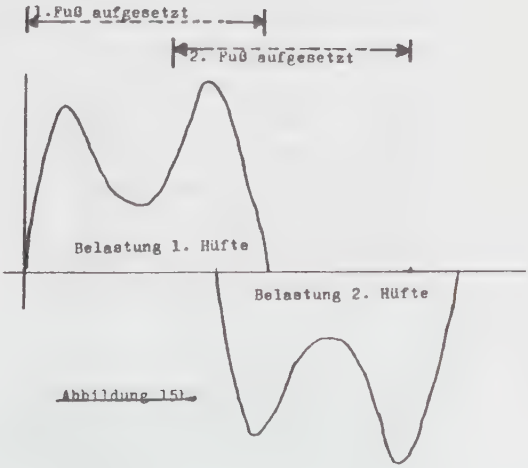


Abbildung 15b

Benordnung der auf das Hüftgelenk wirkenden Kräfte.

Die Form der Beckenwinkelkurven der Patienten entspricht im Wesentlichen der Form in der Vergleichsgruppe. In 5 Fällen liegt die durchschnittliche Schwankung der Winkel der Hüftlinie bei den Patienten über dem Höchstwert bei den Gesunden von 10,3°. Dann ist auch jedesmal die Auslenkung der Hüftlinienwinkelkurven eingipflig, wie schon weiter oben erwähnt.
Abbildung 16a zeigt die Kurve eines beschwerdefreien rechts um 25° varisierten Patienten. [1] In 16b geht der gleiche Patient mit 4,3 km/h. In beiden Bildern ist zu sehen, daß bei Belastung des rechten Fuß das Maximum kürzer ist als bei Linksbelastung. Anscheinend ist die Abduktionsmuskulatur rechts so insuffizient, daß das Becken kontinuierlich nach links absackt, bis links der Fuß aufgesetzt wird und links das Becken stützt.

Abbildung 16a

Abbildung 16b

---

1 Leider versagte hier der Fußkontakt. Vergleiche mit der Kurve der Rumpflinie und der Höhen erlauben aber die Annahme einer Rechtsbelastung bei rechts hohem Becken.

Bei 4,3 km/h fällt nur noch die starke Beckenschwankung auf.
In Abbildung 17 zeigt ein linksseitig um 40° varisierter Patient bei 4,2 km/h ein starkes, ungefähr symmetrisches Schwanken der Winkel der Hüftlinie.

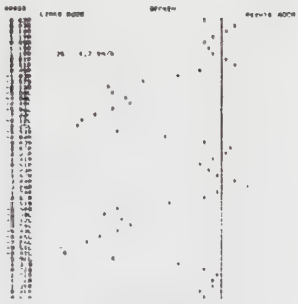


Abbildung 17

c) Winkel der Rumpflinie

In den Abbildungen der Winkelkurven der Rumpflinie sind links die Winkel der Rumpflinie numerisch ausgedruckt. Die Bildnummern sind nicht mit ausgedruckt. Winkel über 90° zeigen eine Neigung der Rumpflinie nach links an, unter 90° eine Neigung nach rechts. Die jeweiligen Bodenkontakte der Füße sind im

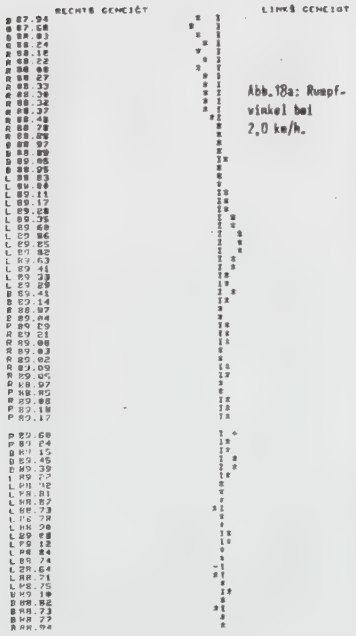


Abb.18a: Rumpfwinkel bei 2,0 km/h.

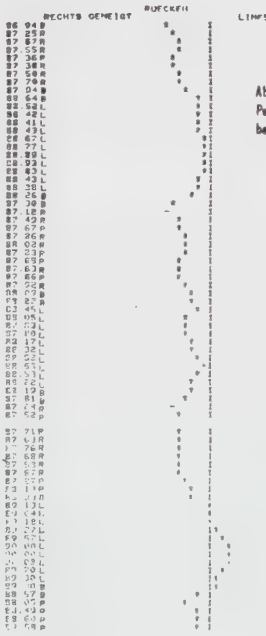


Abb.18b:Gleiche Person wie 18a bei 3,5 km/h.

Bild jeweils bei Bedarf ergänzt.
Abbildung 18a zeigt eine völlig unregelmäßige Kurve der Winkel der Rumpflinie. Die Kurve entspricht einer Ganggeschwindigkeit von 2,0 km/h. Bei den gesunden Versuchspersonen ergab sich bei langsamem Gehen häufig ein solches völlig unregelmäßiges Kurvenbild der Winkel der Rumpflinie. Die Kurve verlief dann immer sehr flach. Abbildung 18b zeigt die gleiche Versuchsperson wie in 18a nun aber mit einer Geschwindigkeit von 3,5 km/h. Die Rumpfbewegung ist jetzt ausgeprägter und eine gewisse Regelmäßigkeit deutet sich bereits an. Der Patient neigt den Rumpf zur jeweiligen Stemmbeinseite hin.

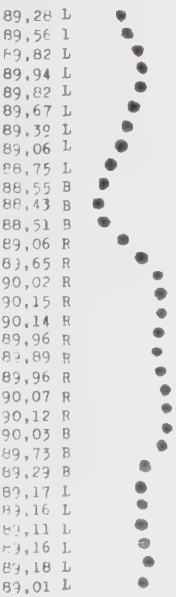
Abbildung 19a

In Abbildung 19a und b sind zwei etwas häufiger vorkommende Kurven der Winkel der Rumpflinie abgebildet. In 19a zeigen die Rumpflinienwinkelkurven bei einer Geschwindigkeit von 3,1 km/h einen ziemlich runden Verlauf. In 19b ist die Rumpflinienwinkelkurve einer anderen Versuchsperson bei 5,2 km/h abgebildet. Die Auslenkung der Kurve zeigt sich zu beiden Seiten

Abbildung 19b

doppelgipflig. Wie bei allen untersuchten Personen neigt sich der Rumpf bereits in der Phase der Beidfußbelastung zur Seite des neuen Stützbeins hin.
Die Einteilung der Kurven der Rumpfwinkel nach der Form ist problematisch, weil der Übergang zwischen einfach und doppelt gezackten Auslenkungen fließend ist. Obwohl eine solche Zuordnung mehr oder weniger willkürlich bleiben muß, soll dies zu einer groben Orientierung doch versucht werden: Die Kurven der Rumpflinienwinkel (WR) sind bei 11 Personen (42%) einzackig; 8 (=30%) sind zweizackig - darunter 1 mit höherer erster Zacke, 2 mit höherer zweiter Zacke und 5 mit zwei etwa gleich hohen Zacken -, 7 konnten weder als einzackig noch als zweizackig angesehen werden. Der Durchschnitt der Auslenkung von WR aller Gangszenen beträgt bei den Gesunden 3,2°. Die höchste durchschnittliche Auslenkung einer Gesunden Versuchsperson betrug 7,0° bei 4,1 km/h; die geringste 1,1° bei 2,1 km/h. Bei 18 (=69%) der gesunden Versuchspersonen nimmt die Durchschnittsschwankung von WR mit steigender Geschwindigkeit zu, bei 3 (=12%) bleibt sie gleich und bei 5 (=20%) nimmt sie ab. Auch die Bewegung der Rumpflinie ist bereits von Braune und Fischer untersucht worden (2). Das Ergebnis ist in Abbildung 20 dargestellt. Wiederum wurden nach dort angegebenen Koordinaten (2, S.305) die Winkel errechnet und im Maßstab der eigenen Kurven gezeichnet. Es fällt die geringe Schwankung des Rumpfes von ca.1,7° auf, die der Schwankung unserer Versuchspersonen bei niedriger Geschwindigkeit entspricht. Bei diesen Autoren führt die Schulter der Versuchsperson während eines Doppelschrittes in der Seitrichtung 3 Schwingun-

Abbildung 20



gen aus.

> "Die Bewegung der Rumpflinie ist nicht ganz symmetrisch: dieselbe zeigt vor dem Aufsetzen des rechten Beins ein etwas anderes Verhalten, als vor dem Aufsetzen des linken Beins."(2, S.307)

Diese Form der Kurve der Rumpfwinkel wiederholt sich bei den Autoren auch in ihrem zweiten und dritten Versuch mit geringen Abwandlungen. Vermutlich handelt es sich um eine Bewegungsanomalie der Versuchsperson. Auch bei den hier untersuchten Personen kamen leichte Asymmetrien der Bewegung des Rumpfes vor.

Die Kurven von WR der Patienten unterscheiden sich in der Form nicht wesentlich von denen der gesunden Vergleichspersonen. In Abbildung 21a und b sind die Kurven von WR eines Patienten bei 2,8 km/h mit einer Durchschittsschwankung von 7,7° und bei 4,6 km/h mit 13,8° wiedergegeben. Die bei 2,8 km/h bei Rechtsneigung runde und bei Linksneigung angedeutet doppelgipflige Kurve wird bei 4,6 km/h zu einer eingipflig spitzen Kurve. In Abbildung 21c wird die Kurve einer Patientin bei 4,2 km/h und Rumpfschwankungen von 8,8° gezeigt. Hier sind die Auslenkungen sichtbar doppelgipflig.

Bei 9 Patienten ist die Rumpfschwankung stärker als maximal unter den Gesunden gefunden. Maximal beträgt die Durchschnittschwankung von WR für eine Gangszene 13,8°. In diesem Zusammenhang muß aber an die durchschnittlich höhere Geschwindigkeit der Patienten erinnert werden.

Abbildung 21a

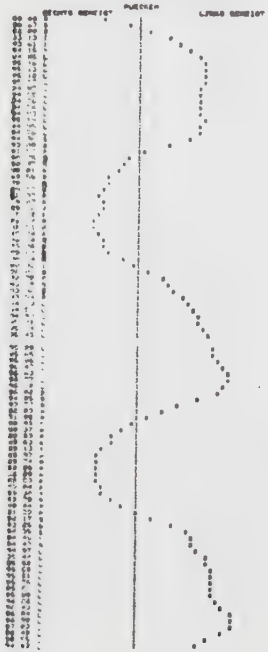


Abbildung 21b

Abbildung 21c

d) Die Beckenhöhe

Eine Kurve der Höhenbewegung des Beckens ist in Abbildung 21.1 dargestellt. Die Maxima der Höhenkurve liegen in der Mitte der Phasen mit einbeiniger Belastung; die Minima bei doppelter Belastung. Die Beckenhöhe durchläuft während eines Doppelschritts zwei Hoch- und zwei Tiefpunkte, also 2 Schwingungen. Die durchschnittliche Höhenschwankung beträgt 3,2cm, maximal 4,8cm bei 4,4 km/h und minimal 1,3cm bei 3,0 km/h. Mit wachsender Geschwindigkeit nimmt die Höhenschwankung bei 23 (88%) der Gesunden zu, bei 2 (8%) blieb sie gleich und bei 1 (4%) nahm sie ab. Eberhard, Saunders und Inman (7) gaben die durchschnittliche Höhenschwankung mit 4,8cm an; nur geringe interindividuelle Schwankungen sollen vorliegen. Vermutlich ist diese

Abb.:21.1: HÖHENBEWEGUNG DES BECKENS

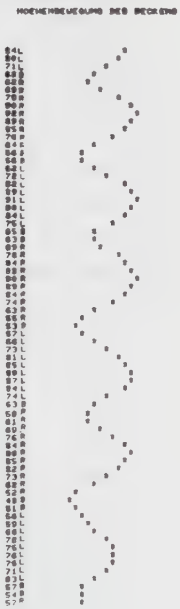
Abbildung 22

HÖHENBEWEGUNG DES BECKENS

Höhenschwankung bei der von diesen Autoren angegebenen 'normalen' Geschwindigkeit von ca 5 km/h gemessen worden. Die Höhenschwankung beschreibt nur angen ähert eine Sinuskurve. Die Minima der Kurve sind bei 4 (16%) Gesunden durchweg spitzer geformt als die Maxima, wie auch in Abbildung 22 zu sehen ist, und bei 9 (34%) genauso rund wie die Maxima. Bei 13 (50%) sind die Minima bei geringer Geschwindigkeit spitz und im schnelleren Gehtempo runder. Unter 2 km/h Ganggeschwindigkeit sind die unteren Kurventeile ausschließlich nach unten spitz zulaufend, zwischen 2 und 3 km/h sind es 16 (62%).

Bei 3 der gesunden Versuchspersonen ist jeder zweite Tiefpunkt der Beckenhöhenkurve tiefer als der erste, während die Hochpunkte gleich hoch sind. Folgende Ursachen kommen in Frage: 1. die Person schwingt ein Bein in der Schwungphase weiter nach vorne als das andere. 2. In der Doppelbelastungsphase mit dem tieferen Tiefpunkt wird ein Knie oder werden beide Knie stärker gebeugt. 3. Schließlich kann auch ein verschiedenes Aufsetzen der Füße Ursache sein.

Abbildung 23



Bei der in Abbildung 23 gezeigten Kurve handelt es sich um eine durchschnittliche Schwankung der Beckenhöhe von 3,3cm. Wenn der linke Fuß zu führen beginnt, liegt der Tiefpunkt durchschnittlich 7 mm tiefer, als wenn der rechte Fuß führt. Dies sind 23%. Eine Untersuchung darüber, ob eine bisher nicht erkannte Krankheit des Bewegungsapparates vorliegt, war nichtmehr möglich. Bei den anderen Gesunden Versuchspersonen, die die gleiche Erscheinung zeigten, war das Bild deutlich weniger ausge-

prägt.
Die durchschnittliche Höhenschwankung in der Patientengruppe beträgt 2,7cm. Mit einer Ausnahme steigt die Höhenschwankung mit wachsender Geschwindigkeit an. Die maximale Schwankung beträgt 4,8 cm bei 5,5 km/h, die minimale 1,4cm bei 2 Patienten mit 1,9 und 2,3 km/h. Trotz höherer Geschwindigkeit liegt die Höhenschwankung des Bekkens bei den Patienten niedriger als bei den Gesunden. Wahrscheinlich spielt die geringere Körpergröße eine Rolle.

Abbildung 24a und b: Es handelt sich in beiden Abbildungen um die gleiche Person. In 24a ohne Beinlängenausgleich und in 24b mit einem Beinlängenausgleich rechts von 1,8cm.

In der großen Mehrzahl der Fälle kann die bereits für die Gesunden in Abb.21.1. gezeigte Kurve auch für die Patienten gelten. Die in der Vergleichsgruppe auffällige Kurve, die in Abbildung 23 gezeigt wurde, wiederholt sich bei den Patienten mehrfach.
In Abbildung 24a ist deutlich erkennbar das jeweilige Kurvenmaximum bei rechtsbeiniger Unterstützung niedriger als bei linksbeiniger Unterstützung. es handelt sich dabei um einen Patienten mit rechtsseitiger Beinverkürzung um 2cm barfuß. Bei Tragen eines provisorischen Längenausgleichs von 1,8cm rechts verschwindet dieses Merkmal nahezu, wie aus Abbildung 24b ersichtlich ist.
4 Patienten mit einer durchschnittlichen Beinlängendifferenz von 2,2cm (1,8 - 2,5cm) wurden mit und ohne Beinlängenausgleich untersucht, da sie gewöhnlich keinen Ausgleich trugen. Bei 2 Patienten verschwand durch den Ausgleich die Beckenerniedrigung bei Unterstützung durch das verkürzte

Bein. Bei einem Patienten wurde eine starke Beckenerniedrigung auf der Seite des verkürzten Beins gemildert und beim letzten dieser Patienten war das Becken trotz einer Beinlängendifferenz von 2,5cm bei Unterstützung durch jedes der Beine gleich hoch. Mit Tragen des Verkürzungsausgleichs stand das Becken bei Unterstützung mit dem laut Messung kürzeren Bein höher. Offensichtlich war dem beschwerdefreien Patienten bereits eine Bewegungsanpassung im Fuß- oder Kniegelenk zur Kompensation der anomalen Längenverhältnisse gelungen. Der Beinlängenausgleich hat in diesem Fall eher störend gewirkt.
Unter den Patienten zeigten insgesamt 13 - gegenüber 1 bei der Vergleichsgruppe - erniedrigte Maxima oder erhöhte Minima bei Belastung auf einem bestimmten Bein. 6 davon zeigten ein sonst unauffälliges Gangbild, 4 ein verdächtiges und 3 ein eindeutig pathologisches Gangbild[1].
6 Patienten zeigten verschieden hohe Tiefpunkte der Höhenkurven je nachdem, welches Bein das neue Standbein ist. Bei diesen Patienten war überwiegend - in 4 Fällen - das operierte oder das durch beidseitige Operation stärker verkürzte Bein an der Stelle des niedrigeren Tiefpunktes neu aufgesetzt worden. In Abbildung 25 wird dafür ein Kurvenbeispiel gezeigt.
Die drei weiter unten definierten Patientengruppen mit normalem, fraglich pathologischen und pathologischen Gangbild unterschieden sich im Ausmaß und in der Regelmäßigkeit der Höhenschwankung des Beckens nicht. In allen 3 Gruppen kamen die beschriebenen Unregelmäßigkeiten ungefähr gleich häufig vor.

Abbildung 25: Bei der Patientin, von der die Kurve der Beckenhöhen hier gezeigt wird, blieb postoperativ eine linksseitige Beinverkürzung von 3,3 cm, die durch einen Schuhausgleich von 2,5 cm teilweise ausgeglichen wurde.

---

1 Weiter unten wird eine Einteilung nach dem Gangbild vorgenommen. Siehe S. 48ff.

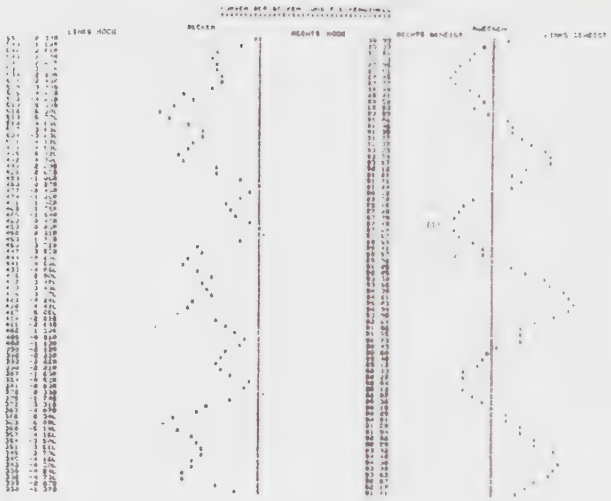


Abbildung 26

e) Die Koordination der Becken- und Rumpfbewegungen

In Abbildung 26 sind Kurven der Winkel der Hüftlinie und der Rumpflinei parallel sichtbar. Es fällt auf, daß die Neigung des Rückens nach rechts - (1) - etwa mit dem zweiten Gipfel des nach links abgesackten Beckens zusammenfällt - dem in diesem Falle geringeren Absacken - und nahezu mit dem Ende der Belastung nur des rechten Fuß übereinstimmt. Zum Ende der nachfolgenden Beidfußbelastung bzw. zu Anfang der dann folgenden Linksbelastung(?) neigt sich der Rumpf noch kurz nach rechts zurück bzw. verharrt auf dem Wege zur Linksneigung und die Beckenlinie erreicht ihren relativ niedrigsten Winkel, ist also rechts tief. Vereinfacht man die Kurven der Beckenlinienwinkel, indem man die Doppelmaxima miteinander verschmilzt und die Rumpflurven glättet, ergibt sich eine nahezu entgegengesetzte Phasenbewegung, also eine Phasen verschiebung um etwa 180°. Exakt entgegengerichtet sind die Phasen in Abbildung 27. Es handelt sich um eine Patientin mit sehr starker Schwankung von Rumpf- und Hüftlinie.

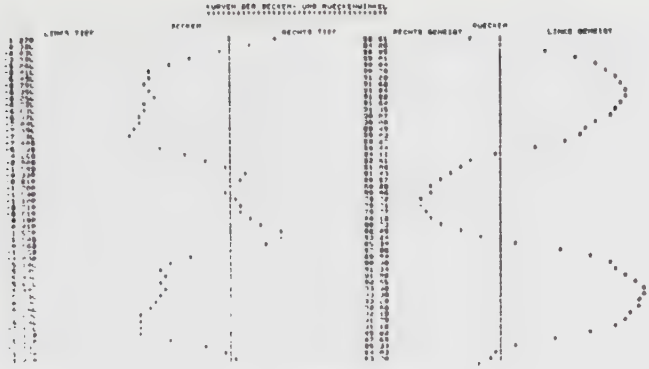


Abbildung 27

Das Maximum der Auslenkung der Hüftlinie liegt bei einigen Patienten vor dem der Rumpflinie wie in Abbildung 26, bei einigen Patienten dahinter. Die Koordination dieser Bewegungen ist in Tabelle 3 zusammengefaßt.

Tabelle 3: Richtung der Maxima von WB und WR

	nicht beurteilbar	WB/WR gleichgerichtet	WR/WB etwa gegengerichtet
Gesunde	11,5%(3)	11,5%(3)	77%(20)
Patienten	8,0%(3)	2,7%(1)	89%(33)

	WR/WB genau gegengerichtet	WR kurz vor WB	WR kurz nach WB
Gesunde	42,5%(11)	23%(6)	11,5%(3)
Patienten	58% (21)	24%(9)	8% (3)

Der größte Teil der untersuchten Personen zeigt demnach eine gut koordinierte Bewegung von Becken und Rumpf. Nur bei rund 10% beider Gruppen war durch Unregelmäßigkeiten der Becken- oder Rumpfbewegungen bei jeweils kleinen Bewegungsausschlägen eine Koordination der Bewegungen von Becken und Rumpf nicht überprüfbar. Wie bereits weiter

oben (S.7f.) angedeutet, ist mit der Neigung des Rumpfes zur Standbeinseite hin eine Entlastung der Abduktionsmuskulatur des Standbeins und damit die Möglichkeit gegeben, das Becken nicht zur Spielbeinseite hin absacken zu lassen. Hingegen verschlechtert das Absacken des Beckens zur Spielbeinseite die Hebelverhältnisse der Hüftabduktoren, während gleichzeitig bei wachsender Vorspannung eben dieser Muskeln ihre Kraft steigt und das Becken nunmehr von den Muskeln in dieser Position gehalten werden kann. Diese zweite Möglichkeit führt zu einer starken Erhöhung des Gelenkdrucks. Daß bei Gesunden die Richtungsgleichheit der Becken- und Rumpfbewegungen häufiger auftritt, ist wohl mit der erhöhten Kraftreserve, die vor allem bei niedriger Geschwindigkeit keine exakte Koordination der Bewegungen notwendig macht, zu

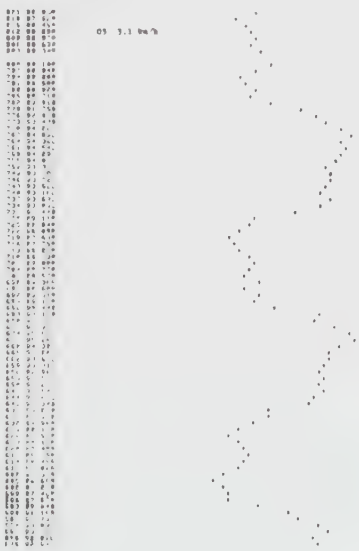
Abbildung 28

erklären. Der eine mit Becken und Rumpf gleichgerichtet schwankende Patient hingegen war wegen erheblicher Schmerzen weder zu einem schnelleren Gehen als 1 km/h fähig, noch zu normaler Bewegungskoordination. In Abbildung 28 wird sein ausgeprägtes Entlastungshinken dargestellt, mit dem er den Gelenkdruck der schmerzenden linken Hüfte herabsetzt.
Tabelle 3 zeigt darüber hinaus, daß die Mehrzahl der Patienten und der gesunden Versuchspersonen gut koordinierte Bewegungen von Rumpf und Becken zeigt.

f) Der Winkel zwischen Rumpf- und Hüftlinie

Für die Betrachtung der Auswirkung der Abduktionskraft auf das Gangbild ist es nur begrenzt sinnvoll, die Schwankungen des Beckens und Rumpfes einzeln zu betrachten. Denn mangelnde Abduktionskraft kann verstärkte Schwankung beider zur Folge haben. Zwar ist nicht bekannt, ob das Abkippen der Hüftlinie um 1° zur Schwungseite für die Hüftmechanik quantitativ den gleichen Effekt hat wie das Überlegen des Rumpfes zur Standbeinseite um 1°. Dennoch soll der Versuch gemacht werden, beide Winkel gemeinsam zu betrachten, indem vom Winkel der Rumpflinie der Winkel der Hüftlinie abgezogen wird. Man erhält dadurch den

Abbildung 29



Winkel zwischen Hüftlinie und Rumpflinie (WD = WR - WB).[1]
Eine Kurve dieser Winkel wird in Abbildung 29 gezeigt
Der Winkel WD gibt die jeweilige Reaktion von WB und WR gemeinsam auf eine Belastung derHüftabduktoren wieder.
Dabei werden 2 Vorraussetzungen gemacht: 1. Je 1° Winkeländerung von Rumpf- und Hüftlinie haben quantitativ die gleiche Bedeutung für die Mechanik der Hüftabduktion. Diese Vorraussetzung beruht lediglich auf einer Annahme. Wahrscheinlich gibt es in dieser Hinsicht große individuelle Unterschiede. 2. Die Winkeländerungen von Rumpf- und Hüftlinie erfolgen immer entgegengerichtet. Dies ist in der Vergleichsgruppe bei 77%[2] und unter den Patienten bei 89%[3] in etwa gegeben. Die Fälle, bei denen diese Vorraussetzung nicht zutrifft, werden nicht verglichen.
WD wird wie aus Abbildung 29 ersichtlich als Kurve geschrieben. Die Differenzen der Kurvenmaxima und Minima pro Schritt werden gebildet und die durchschnittliche Differenz für eine Gangszene errechnet. Gegenüber der einfachen Addition der Änderung von WB und WR je Schritt hat die Berechnung der Änderung von WD den Vorteil, daß gleichgroße, gleichgerichtete Änderungen dieser beiden Winkel, etwa durch ein Entlastungshinken, keine Änderung von WD bewirken. Auch auf die Hüftabduktoren würden sie sich sehr verschieden auswirken. Sobal WB und WR sich aber entgegengerichtet ändern, damit also gleichsinnig auf die Belastung der Hüftabduktoren reagieren, ändert sich auch WD. Das Ausmaß der Änderung von WD kann deshalb als bestes zur Verfügung stehendes Maß für die Auswirkung des Suffizienzzustandes der Hüftabduktoren auf das Gangbild genutzt werden.
In Tabelle 4 werden die Schwankungen von WD bei Patienten und Gesunden verglichen.

---

1 Es sei darauf hingewiesen, daß WR und WB auf das karthesische Koordinatensystem bezogen sind. Näheres ist im Anhang zu finden.

2 = 20 Personen.
3 = 33 Persoenen.

Tabelle 4

	$\overline{WD}$	WDmax	WDmin	WD 10^0	WD 15^0	WD 20^0
Vergleichsgruppe	$7,9^0$	$11,7^0$	$4,4^0$	2 Pers	0 Pers	0
Patienten	$12,1^0$	$24,0^0$	$6,1^0$	20 Pers	8 Pers	3 Pers

In dieser Tabelle sind diejenigen Personen der Vergleichsgruppe und die Patienten nicht erfaßt, bei denen die Bildung von WD nicht sinnvoll war, weil die Bewegungen von WR und WB gleichgerichtet oder völlig unregelmäßig waren. Alle Fälle, in denen eine Phasenverschiebung von WB und WR um ungefähr 180^0 vorliegt, wurden erfaßt.

g) Gangbild, Geschwindigkeiten und Kraftseitendifferenz

Die Schwankungen von WD nehmen mit der Geschwindigkeit zu. Deshalb ist es notwendig, zwischen WD und der Geschwindigkeit eine Beziehung herzustellen.
Bei Gesunden und Patienten wurden jeweils 2 Gangszenen mit verschiedenen Geschwindigkeiten ausgemessen. Bei Zunahme

Abbildung 30: Der Winkel WD ist gegen die Ganggeschwindigkeit abgetragen. Die angenommenen Grenzen für das sicher unauffällige (1) und das sicher pathologische (2) Gangbild sind eingetragen. Kreise (•) markieren das Gangbild der Personen aus der Vergleichsgruppe, Punkte (.) das der Patienten.

der Geschwindigkeit um 1 km/h nahm bei den Gesunden die Schwankung von WD durchschnittlich um 1,89° zu, bei den Patienten um 1,77°. Leichte Abweichungen von diesen Mittelwerten kamen vor. Man kam für beide Gruppen gemeinsam davon ausgehen, daß die durchschnittliche Zunahme von WD 1,8° pro km/h beträgt.
In Abbildung 30 sind an der Abszisse die Geschwindigkeit in km/h und an der Ordinate Änderungen von WD pro Doppelschritt in Grad abgetragen. Das jeweilige Verhältnis der Geschwindigkeit zur Änderung von WD ist für die Gesunden mit einem Kreis (o) markiert, für die Patienten mit einem Punkt (.). Um eine ausreichende Übersichtlichkeit des Schaubildes zu erhalten, wurde für jeden Patienten nur 1 Gangszene im Bilde markiert, jeweils die schnellere der beiden Gangszenen. Die durchschnittliche Änderung der Schwankung von WD mit der Geschwindigkeit ist durch die Steigung der parallelen Geraden (1) und (2) angegeben. (1) gibt bei 2 km/h die Änderung von WD mit ca. 7° an und bei 5 km/h mit ca 12,4° entsprechend einer Zunahme von 1,8°/km/h oder einer Steigung von 0,56 km/h/°. Diese Linie (1) wurde gemäß klinischen Beobachtungen als Grenze zwischen sicher regelrechtem Gangbild - links der Linie - und nicht sicher regelrechtem bzw.pathologischem Gangbild - rechts der Linie - eingezeichnet. 21 Personen bewegen sich außerhalb des sicher gesunden Bereiches. Darunter 3 Nichtpatienten (=12%) und 18 Patienten (50%).

Noch problematischer als die Feststellung eines fraglich pathologischen Bereiches ist die eines sicher pathologischen Bereichs, wie dies ebenfalls aufgrund klinischer Beobachtungen durch die zweite in Abbildung 30 eingezeichnete Linie (2) geschah. Rechts dieser zu der zuerst beschriebenen Lini (1) gezogenen Parallele (2) sind nur noch Patienten erfaßt, deren Gangbild mit bloßem Auge pathologisch erschien. Von diesen 10 Patieten wurden 5 beiderseits und 5 einseitig varisiert. Unter den einseitig varisierten Patienten befand sich 1 Patient, auf dessen nichtoperierter Seite durch Hüftkopfabrutschen ein genauso ausgeprägter Trochanterhochstand resultierte wie auf der operierten Seite. Der Patient müßte daher eigentlich zu den beidseitig varisierten gezählt werden. Bei den 4 verbleibenden

einseitig varisierten war die Abduktionsmuskulatur durchschnittlich um 13,8% (maximal 20%, minimal 9%) verkürzt worden und die operierte Seite zeigte in den Messungen von Marquardsen (16) eine Minderung des Abduktionsdrehmomentes von durchschnittlich 22% gegenüber der nicht operierten Seite.
In Tabelle 5 werden für einseitig varisierte Patienten mit normalem, fraglich pathologischem und pathologischem Gangbild Abduktorenverkürzung, Drehmomentseitendifferenz und Kraftseitendifferenz verglichen.

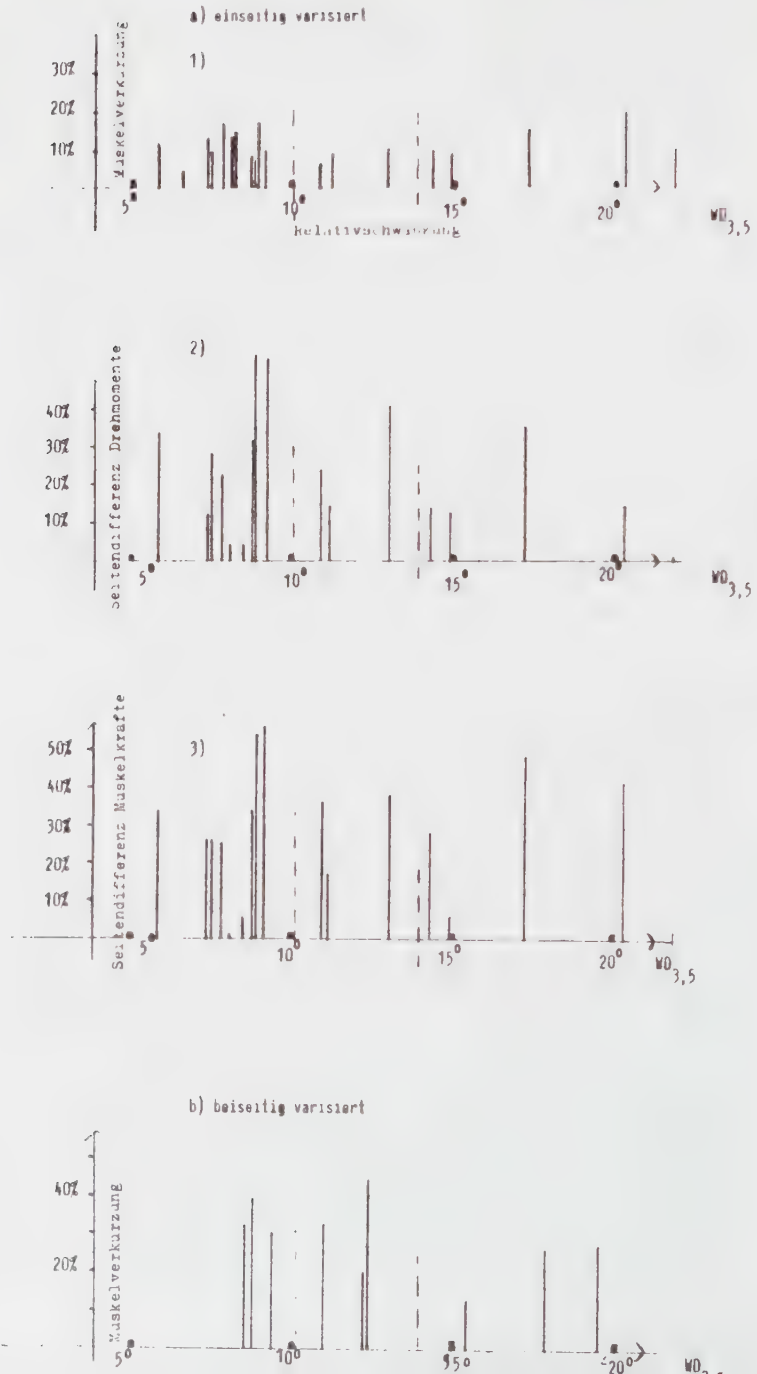
Tabelle 5: Gangbild und Muskelveränderungen nach einseitiger Varisationsosteotomie

Zahl	Gangbild	Abduktorenverkürzung in %	Drehmomentseitendifferenz in %	Kraftseitendifferenz in %
4	pathol.	14(max 20, min 9)	22(max 35, min 13)	31(max 41, min 6)
4	fragl. pathol.	8(max 10, min 5)	24(max 42, min 14)	27(max 38, min 17)
9	normal	11(max 18, min 5)	33(max 54, min -4)	29(max 56, min -1)

Aus Tabelle 5 läßt sich kein signifikanter Zusammenhang zwischen Gangbild und Abduktorenverkürzung oder zwischen Gangbild und Drehmoment- oder Kraftseitendifferenz der Hüftabduktoren ablesen. Für die Drehmomentseitendifferenzen scheint die Tabelle sogar das Gegenteil des erwarteten Zusammenhangs anzuzeigen, was sicherlich eine zufällige Erscheinung - der kleinen Zahl geschuldet - ist.

Um die Änderungen von WD der verschiedenen Versuchspersonen größenmäßig vergleichen zu können, war es nötig, sie auf eine einheitliche Geschwindigkeit umzurechnen. Dabei wurde mit 3,5 km/h eine unter unseren Versuchsbedingungen mittlere Geschwindigkeit gewählt.
Im Schaubild 31 bezeichnet die waagrechte Achse die WD-Schwankungen umgerechnet auf die Geschwindigkeit von 3,5 km/h. Dabei wurde die oben bereits angegebene Zunahme der Änderung von WD um 1,8°/km/h zugrundegelegt. 'y' gilt in

Abbildung 31:



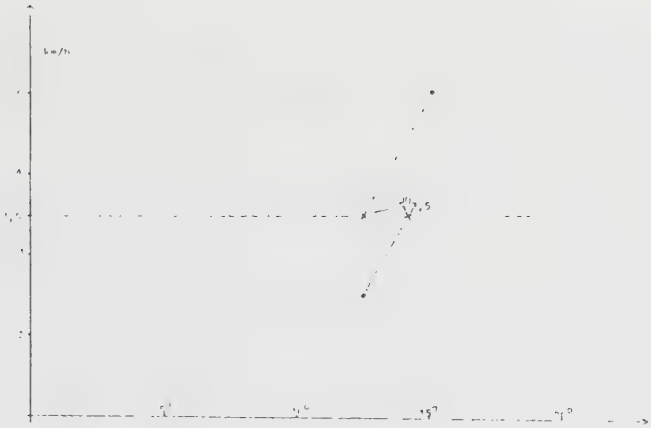


Abbildung 32: Auftragung wie in Abbildung 30. Die mittlere Geschwindigkeit von 3,5 km/h ist als gestrichelte Linie (------) gezeichnet. Für zwei Punkte, die WD von 15° bei 5 km/h und WD 12,5° bei 2,5 km/h markieren, wird $WD_{3,5}$ graphisch ermittelt: ca 12,5° und ca 14°. Die Steigung der punktierten Strecken zwischen den markierten Punkten und der Linie der Geschwindigkeit 3,5 km/h hat die bereits auf Seite 48 angegebene Steigung von 0,56 km/h/°.

in der folgenden Berechnungsformal für die tatsächliche Geschwindigkeit der Versuchsperson, 'Δv' für ihre Differenz von 3,5 km/h.

$$WD_{(3,5\ km/h)} = WD_{(y\ km/h)} + \Delta v \cdot 1,8^{o}$$

In Abbildung 32 wird diese Umrechnung graphisch veranschaulicht. Im Weiteren wird $WD_{(3,5\ km/h)}$ meist kurz mit $WD_{3,5}$ oder auch mit dem Begriff 'Relativschwankung' bezeichnet. Wie schon erwähnt, dient $WD_{3,5}$ in Abbildung 31 - daneben aber auch in mehreren anderen Bildern - als Abszisse. dieses Maß für die Abszisse ist nur ein grobes Maß, weil in Einzelfällen Abweichungen von der durchschnittlichen Beziehung zwischen Schwankung und Geschwindigkeit vorkommen. Sie ist aber die einzige Möglichkeit, die Schwankung von Personen mit verschiedener Ganggeschwindigkeit

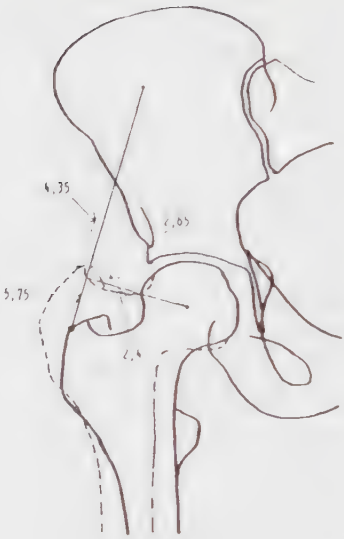
überhaupt zu vergleichen.
In Abbildung 31a1 ist auf der Ordinate die durch die Operation erfolgte Verkürzung der Strecke zwischen Ansatz und Ursprung der Hüftabduktionsmuskulatur abgetragen. Die relative Schwankung steigt auf der Abszisse von links nach rechts. Von links nach rechts sind bis zur ersten gestrichelten senkrechten Linie durch die Länge der senkrechten schwarzen Striche die Ausmaße der Muskelverkürzungen bei Patienten mit normalem Gangbild symbolisiert. Nach der ersten gestrichelten Linie erfolgt die Darstellung für die Patienten mit fraglich pathologischem Gangbild und rechts der zweiten gestrichelten Linie für die mit pathologischem Gangbild. Das Bild zeigt, daß bei den Patienten mit pathologischem und mit normalem Gangbild die Muskelverkürzung größer ist als bei den Patienten mit fraglich pathologischem Gang. Entsprechend wird bei den einseitig varisierten zwischen Ausmaß der Muskelverkürzung und Gangbild kein Zusammenhang gesehen.
In den Abbildungen 31a2 und 3 ist die Seitendifferenz der Abduktionsdrehmomente bzw der Abduktionsmuskelkräfte in gleicher Weise gegen die Relativschwankung abgetragen. Hier zeigt das völlig uneinheitliche Bild keinerlei Zusammenhang zwischen den gemessenen Größen.
Damit ist angesichts des sicherlich nur halbobjektiven Verfahrens nicht bewiesen, daß das Ausmaß der Muskelverkürzung keinen Einfluß auf das Gangbild hat. Bekanntlich gibt es noch andere Faktoren, die für das Gangbild Bedeutung haben: Trainingszustand, Hüftschmerzen, eventuell auch andere Gelenkschmerzen, Körpergewicht und auch Muskellängenanpassung um nur einige zu nennen. Diese Faktoren können bei der relativ kleinen Zahl der Untersuchten einen Trend verdecken.
Abbildung 31b stellt die Verhältnisse bei doppelseitig operierten Patienten dar. Gegen die relative Schwankung sind die addierten beiderseitigen Muskelverkürzungen abgetragen. Die operationsbedingten Muskelverkürzungen beiderseits wurden einfach addiert, unabhängig davon,

ob die Einzelbeträge der Verkürzung beider Seiten etwa gleich oder sehr verschieden sind. Daß dies problematisch ist, ist nach den Ausführungen von Elftman (8) und entsprechend der auf Seite von Elftman übernommenen Kurve der Muskelkraft und -länge offensichtlich.
Auch das Bild 31b zeigt keinen Zusammenhang zwischen Muskelverkürzung und Relativschwankung. Eine zufällige Verteilung scheint eher das Gegenteil zu beweisen. Nämlich je größer die postoperative Muskelverkürzung ist, umso kleiner ist die Relativschwankung. Das Bild zeigt aber noch mehr. Bei den beidseitig varisierten Patienten ist nur bei einem Drittel das Gangbild völlig unauffällig; bei zwei Dritteln fraglich oder sicher pathologisch. Bei den einseitig Varisierten ist der Anteil der völlig unauffälligen Gangbilder mit 58% deutlich höher. Auch das muß nicht nur Folge des an der Länge der Linien in Abbildung 31b ablesbaren insgesamt größeren Ausmaßes der Muskelverkürzung sein. Der beidseitigen Varisation gingen immer auch beidseitige Beschwerden vorraus.
Auch postoperativ bestanden bei diesen Patienten häufiger Hüftschmerzen. Die Schmerzen können durch die Provokation von Schonhaltungen direkten Einfluß auf das Gangbild haben. Indirekt können sie das Gangbild beeinflussen, indem sie die Freude an der Bewegung nehmen und so das Training der Abduktionsmuskulatur beschränken.
Schulitz (23) stellte fest, daß nicht so sehr das Ausmaß einer Varisation für das schließlich resultierende Gangbild entscheidend ist, sondern eher die Größe des resultierenden Schenkelhalswinkels. Varisationen unter den normalen Schenkelhalswinkel von 126° sollen eher zu Hüfthinken führen als Varisationen, die zu einem Schenkelhalswinkel von 130° oder mehr führen. Theoretisch ist dies wohlbegründet, da bei anfangs bestehender starker coxa valga und Varisation um einen bestimmten Betrag dies eine stärkere Verlängerung des Abduktionshebelarms und eine geringere Verkürzung der Abduktionsmuskulatur

Abbildung 33a

Varisation von 160° auf 130

33b



Varisation von 137° auf 107°

bewirkt als bei einer Varisation um den gleichen Betrag, aber ausgehend von einer geringergradigen coxa valga. In Abbildung 33 ist die Auswirkung einer Varisation von 160° auf 130° und von 137° auf 107° dargestellt. in beiden Fällen wurde um 30° varisiert.[1] In Tabelle 6 wurden die aus der zeichnerisch vorgenommenen Varisation ermittelten Längen zusammengefaßt, um eine ungefähre Vorstellung vom theoretischen Hintergrund von Schulitz' Aussage zu gewinnen.

Tabelle 6: Varisation um jeweils 30°

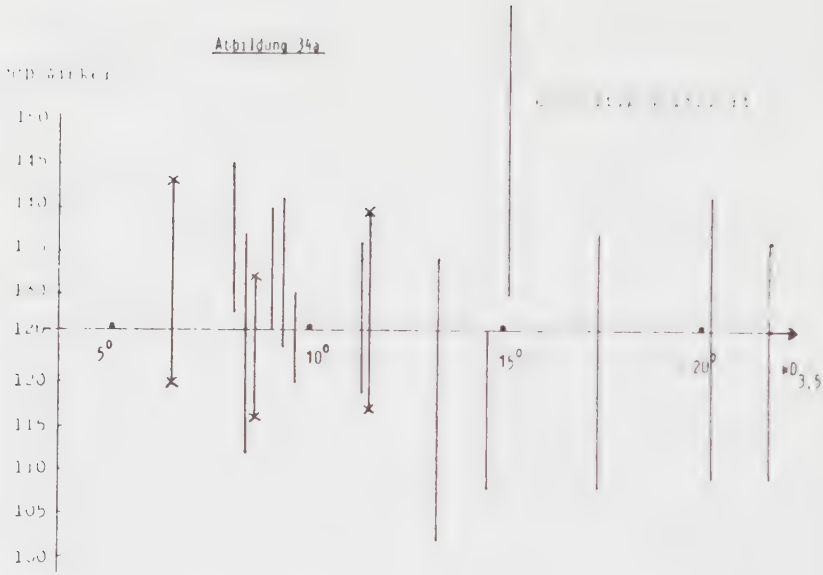
Ausgangswinkel	137°	160°
Muskelverkürzung	25%	19%
Abduktionshebel-verlängerung	11%	30%

1 Bei der zeichnerischen Darstellung wurden die varisationsbedingten Änderungen der Beinachse vernachlässigt.

Angesichts der Tabelle 6 sei nochmals darauf hingewiesen, daß die Muskelverkürzung und die Hebelarmverlängerung auf das Abduktionsdrehmoment entgegengesetzte Auswirkungen haben.
In dem folgenden Schaubild, 34a und b, soll der Einfluß des präoperativen Schenkelhalswinkel und des Betrags der Varisation auf das Gangbild überprüft werden.
Auf der Abszisse ist wieder die Relativschwankung abgetragen. Auf der Ordinate die Größe des Schenkelhalswinkels, wobei der als normal angesehene Schenkelhalswinkel von 126°, wie ihn Matzen (16) angibt, besonders markiert ist. Die schwarzen senkrechten Linien geben durch ihre Länge das Ausmaß der operativen Varisation an und durch ihre Anfangs- und Endpunkte den prä- und postoperativen Schenkelhalswinkel. In Abbildung 34a erfolgt die Darstellung für einseitig operierte Patienten, in 34b für beidseitig operierte. In diesem Fall gilt der jeweils linke Strich von den doppelten Strichen für das linke Hüftgelenk und der rechte Strich entsprechend für rechts. Soweit an den Enden der die Varisation kennzeichnenden Linien Kreuze (x) sichtbar sind, sollen diese eine Trochanterdistalisation oder eine gluteus-medius-Raffung anzeigen.
Aus Abbildung 34a läßt sich eine leichte Tendenz ablesen: Mit zunehmender Varisation und abnehmender Größe des postoperativen Schenkelhalswinkels nimmt die Relativschwankung zu. Aus Abbildung 34b ist eine solche Tendenz nicht ablesbar. Auch wenn man die Patienten mit Trochanterdistalisation und gluteus-medius-Raffung außer acht läßt, verbessert sich dieses Bild nicht wesentlich. Die leichte Tendenz bei den einseitig varisierten Patienten wird durch die völlig regellose Verteilung bei den beidseitig Varisierten als mutmaßlich zufällige Verteilung ausgewiesen.
In Abbildung 34a und b fällt auf, daß keiner der Patienten, bei denen eine Trochanterdistalisation oder eine gluteus-medius-Raffung durchgeführt wurde, ein sicher pathologisches Gangbild zeigt. Nur je 1 einseitig und beidseitig varisierter und distalisierter Patient zeigt

Abbildung 34a

CCD Winkel



Trochanterdistalisation oder gluteus-medius-Raffung wurde durch Kreuze am Rande der Linien gekennzeichnet.

CCD Winkel

Abbildung 34b

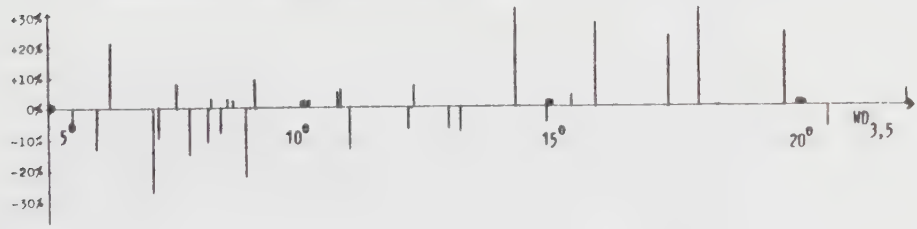
beidseits variiert

ein fraglich pathologisches Gangbild. In beiden Fällen ist die Trochanterdistalisation mißglückt. Der trochanter major wurde schlecht fixiert und ist über seinen physiologischen Platz hinaus nach kranial gerutscht.[1]

g1) Relativschwankung und Normalgewicht

In Abbildung 35a ist die Abweichung des Patientenkörpergewichts von der bereits auf Seite 15 definierten Norm gegen die "Relativschwankung" abgetragen. Zum Vergleich wurde die gleiche Abtragung in Abbildung 35b für die Personen der Vergleichsgruppe vorgenommen.

Abbildung 35a: Körpergewicht und Relativschwankung der Patienten



Gewicht in % der Norm

Abbildung 35 b: Körpergewicht und Relativschwankung der Gesunden

Aus 35a geht hervor, daß Patienten mit starker Relativschwankung weit eher übergewichtig sind als solche mit normalem Gangbild. In der Vergleichsgruppe der gesunden Versuchspersonen fällt eine solche Verteilung nicht auf. Aber auch aus 35a kann nicht gefolgert werden, daß Fettleibigkeit bei den Varisationsosteotomierten entscheidend

1 Wegen schlechter alter Röntgenaufnahmen konnten nicht alle Patienten ins Schaubild eingetragen werden.

zur Verschlechterung des Gangbildes beiträgt. Denn aus dem Bild ist nur ein Zusammenhang zwischen Fettleibigkeit und schlechtem Gangbild erkennbar, keine Ursächlichkeit. Genausogut könnten die schwergewichtigen Patienten erst durch hüftschmerzinduzierten Bewegungsmangel übergewichtig geworden sein. Dann könnten sowohl Fettleibigkeit als auch schlechtes Gangbild Folgen von Hüftschmerzen sein. An diesem Verdacht muß festgehalten werden, obwohl sich kein Zusammenhang zwischen Hüftschmerz und Übergewicht bei den untersuchten Patienten fand. Darüberhinaus besteht natürlich weiterhin auch der Verdacht, daß das Übergewicht Einfluß auf das postoperative Gangbild hat.

g2) Gangbild und Alter der untersuchten Personen

In den Abbildungen 36a und b sind für Patienten und die Vergleichsgruppe getrennt das Alter zum Zeitpunkt der Untersuchung gegen die Relativschwankung aufgetragen. Auf der Ordinate ist wie in Abbildung 35 die Relativschwankung zu sehen, auf der Abszisse gilt für jedes Lebensjahr 0,5 mm. Die Abbildungen 36a und b zeigen keinen Zusammenhang zwischen dem Alter der untersuchten Personen und ihrem Gangbild.

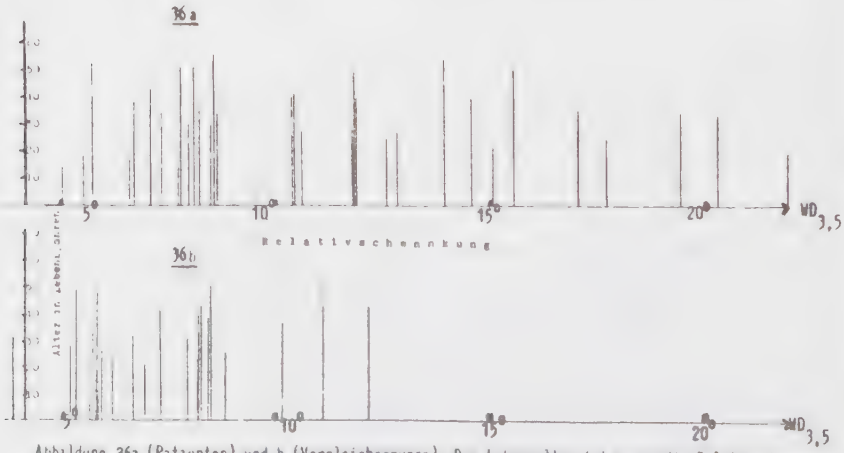


Abbildung 36a (Patienten) und b (Vergleichsgruppe): Das Lebensalter ist gegen die Relativschwankung abgetragen.

g3) Gangbild und Geschlecht

In Abbildung 37a und b ist für Patienten und die Personen der Vergleichsgruppe das Gangbild gegen die Geschlechter abgetragen.
Aus den Bildern ist außer einer völlig zufälligen Geschlechterverteilung nur noch die schon anfangs beschriebene unterschiedliche Zusammensetzung nach Geschlechtern der Patientengruppe und der Vergleichsgruppe erkennbar.

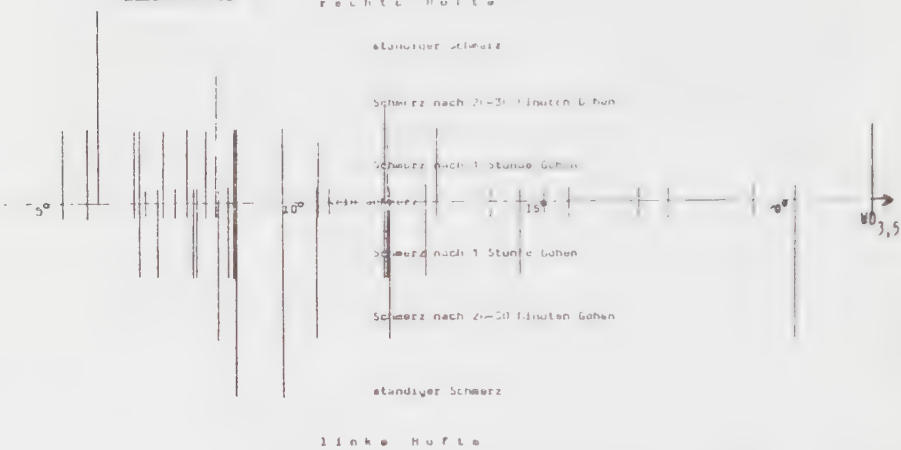
Abbildung 37 a (Patienten) und b(Vergleichsgruppe): Abtragung des Geschlechts gegen die Schwankung. Nach oben sind jeweils Frauen, nach unten Männer abgetragen.

g4) Hüftschmerz und Gangbild

Auf der Abszisse von Abbildung 38 sind die von den Patienten angegebenen Schmerzen abgetragen. Über der Ordinate sind Schmerzen in der rechten Hüfte markiert, unter der Ordinate in der linken Hüfte. Gemäß der schon auf Seite 21 gebrauchten Einteilung für die Schmerzangaben wurde die Länge der Striche nach oben oder unten variiert. Bei Beschwerdefreiheit nur ein ganz kurzer Strich, bei Schmerzen nach mehr als einstündigem Gehen ein etwas längerer Strich. Bei Beschwerden nach 20 - 30 minütigem Gehen ein langer Strich und bei ständigen Schmerzen ein

sehr langer Strich.

Abbildung 18



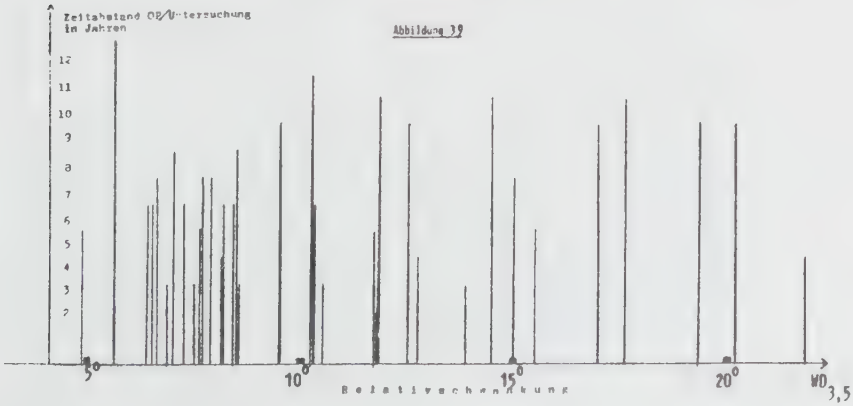
Im Bild ist auffallend, daß anscheinend die am stärksten schwankenden Patienten relativ wenig Beschwerden haben. Es ist möglich, daß diese Patienten durch besonders starkes Überlegen des Rumpfes ihre Hüfte entlasten und dadurch schmerzfrei sind. Bei den meisten Patienten ist der Ausschlag des Winkels der Beckenlinie größer als der des Winkels der Rumpflinie. Bei den stark schwankenden Patienten ist der Anteil derer mit stärkerer Schwankung der Rumpflinie größer. Unter den stark schwankenden Patienten leidet nur einer unter Schmerzen. Dieser zeigt dann auch eine stärkere Schwankung der Beckenlinie als der Rumpflinie. Alle stark schwankenden Patienten mit nur leichten Schmerzen zeigen umgekehrt die überwiegende Schwankung der Rumpflinie.

Die durchschnittlich stärksten Beschwerden scheinen die Patienten mit einer durchschnittlichen Schwankung von WD um 10° zu haben. Bei einer WD-Schwankung knapp über 5° sind die Schmerzen durchschnittlich wieder etwas geringer.

Von den Patienten im Bereich der fraglich pathologischen Relativschwankung leiden 7 unter Schmerzen. Einer von diesen zeigt eine überwiegende Schwankung der Rumpflinie; 6 zeigen überwiegende Schwankungen der Hüft- oder Beckenlinie. Auch das deutet darauf hin, daß es den stark schwankenden Patieten besser gelungen ist, durch die B wegung des Rumpfs ihre Hüfte zu entlasten und dadurch Schmerzen zu mildern. Einen Beweis für diese Vermutung kann es aus dem vorliegenden Material freilich nicht geben.

g5) Schwankung und Operationsdatum

Wenn man davon ausgeht, daß postoperativ die verkürzten Abduktionsmuskeln zunächst insuffizient sind, sich dann aber den veränderten Arbeitsbedingungen anpassen (Rosemeyer, 20), muß man sich Gedanken über die notwendige Anpassungszeit machen. Patienten wurden zwischen 2 und 12 Jahren postoperativ nachuntersucht. Sollte der Anpassungsvorgang der Muskulatur an den neuen Abstand zwischen Ansatz und Ursprung nach 2 Jahren noch nicht abgeschlossen sein, müßte sich danach noch eine von der Zeit abhängige Verbesserung des Gangbildes ergeben. Natürlich kann sich in dieser Zeit, auch wenn der Muskel sich nach 2 Jahren postoperativ noch nach und nach besser anpaßt, durch zunehmende coxarthrotische Beschwerden das Gangbild wieder verschlechtern. In Abbildung 39 ist auf der



Abszisse wieder das Gangbild aufgetragen, auf der Ordinate der Zeitabstand der intertrochanteren Varisationsosteootomie vom Nachuntersuchungstermin. Alte und jüngere Operationen sind gleichmäßig über die gesamte Gangbildskala verteilt. Ganz sicher ist aus dem vorliegenden Patientengut kein Anpassungsvorgang der Abduktionsmuskulatur zwischen 2 1/2 und 12 Jahren postoperativ nachweisbar. Ob in diesem Zeitraum keine Anpassung mehr vorlag, oder ob ihr Effekt durch andere Vorgägnge verdeckt wird, ist nicht zu beurteilen.

h) Überblick über verschiedene das Gangbild beeinflussende Faktoren

Die Vermutung, daß mit steigender Größe des Varisationswinkels und mit sinkendem postoperativen Schenkelhalswinkel, mit zunehmendem Übergewicht und Schmerz das Gangbild schlechter wird, soll durch den Versuch , diese Faktoren gemeinsam zu überblicken, geprüft werden.
In Abbildung 40 ist für die einseitig varisierten Patienten unter Ausschluß derer mit Trochanterdistalisation und gluteus-medius-Raffung das Varisationsausmaß parallel zu dem auf die Größe bezogenen Körpergewicht und dem jeweiligen Hüftschmerz gegen das Gangbild abgetragen, sodaß eine synoptische Betrachtung erleichtert wird. Es sei darauf hingewiesen, daß Schmerzen nur schlecht objektivierbar sind und deshalb ein Vergleich von subjektiven Beschwerden immer mit einem gewissen Vorbehalt nur mit den übrigen meßbaren Werten wie Gewicht und Varisationsausmaß verglichen werden können.
Für die einseitig und beidseitig varisierten Patienten, für die letzten ist ein entsprechendes Schaubild wie 40 in Abbildung 41 wiedergegeben, wird geprüft, ob sie das nach dem Ausmaß der Varisation, den Beschwerden und ihrem Gewicht zu erwartende Gangbild zeigen. Im Einzelfall läßt sich darüber streiten, ob die Zuordnung zu den Kriterien "erwartungsgemäß","gegen Erwartung" oder "fraglich er-

Abbildung 40

einseitig varisierte Patienten

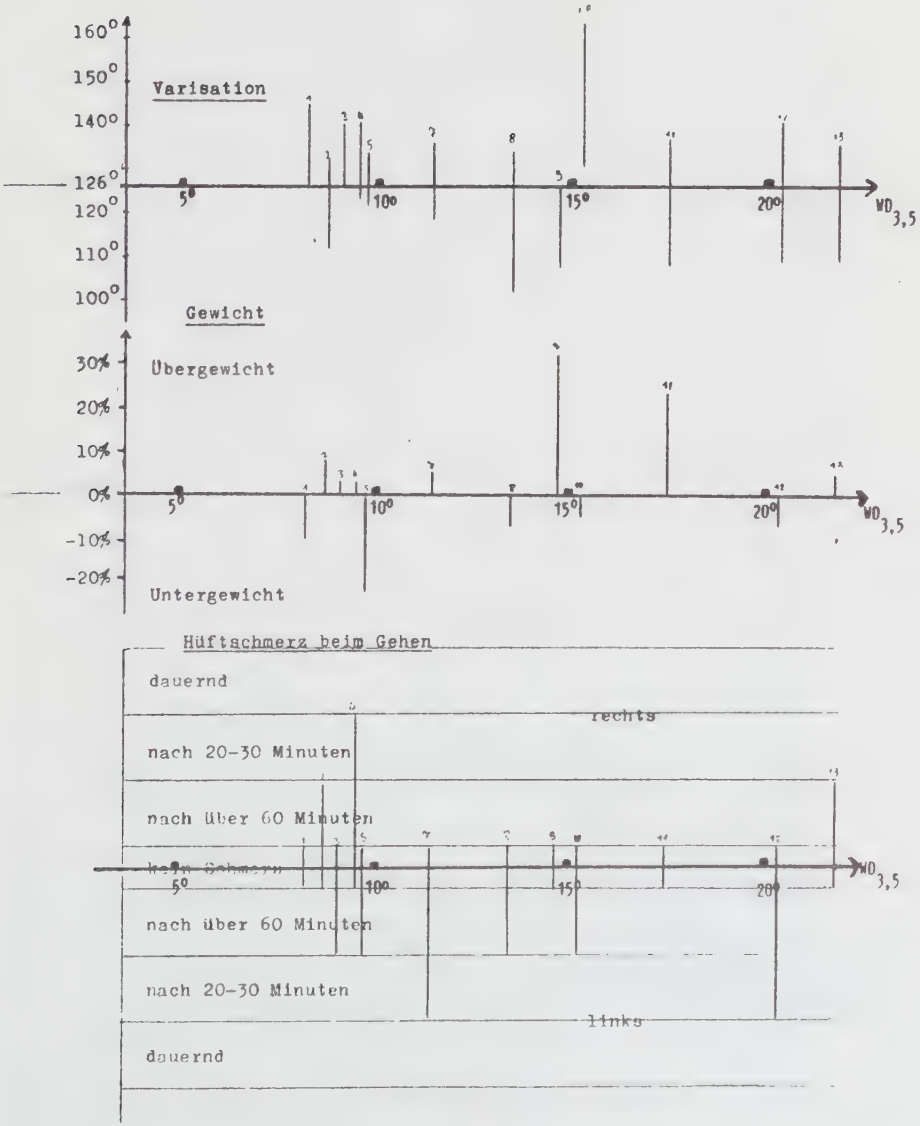
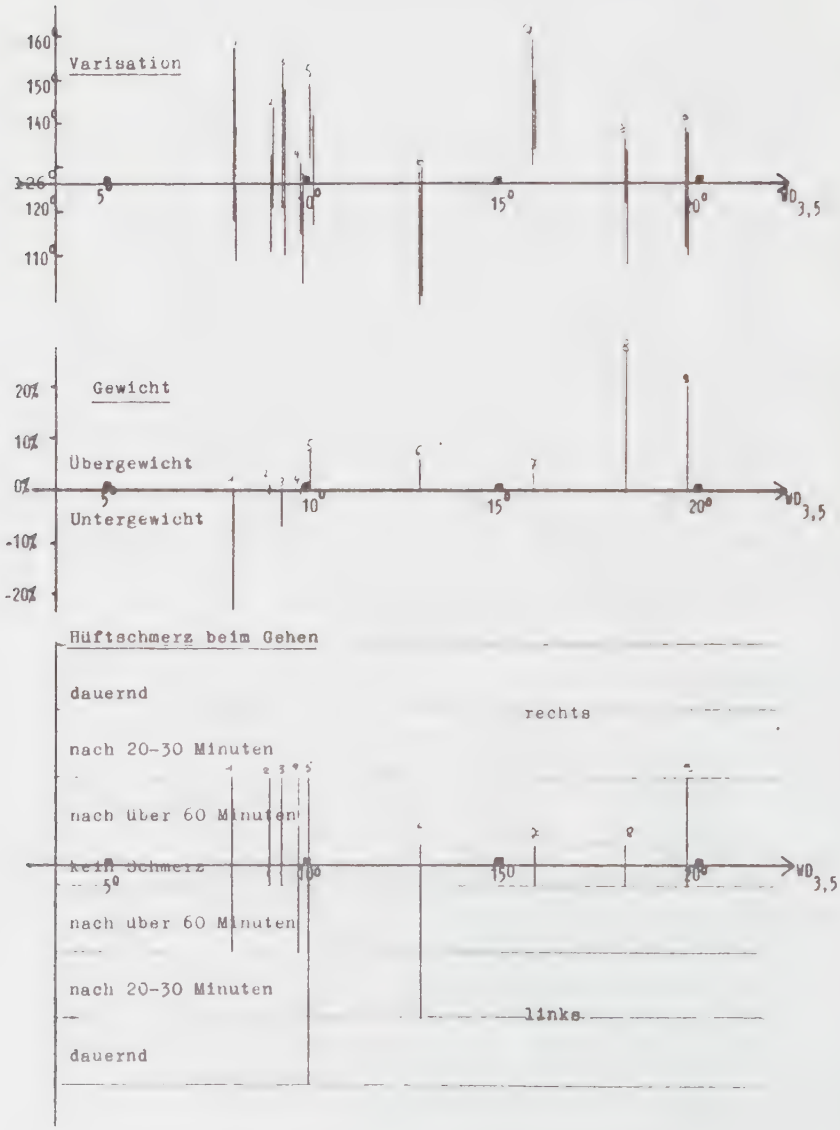


Abbildung 41

beiderseits varisierte Patienten



wartungsgemäß" besser paßt. In Tabelle 7 sind die Ergebnisse wiedergegeben.[1]

---

1 Bei der Prüfung werden die in den Abbildungen 40 und 41 sichtbaren Zahlenmarkierungen benutzt.
In Abbildung 40 zeigen die Patienten 1 und 3 das dem geringen Varisationsausmaß, den geringen Beschwerden und dem Körpergewicht nach zu erwartende gute Gangbild.
2 entspricht mit seinem guten Gangbild bei Varisation zu einem kleinen Schenkelhalswinkel nur sehr eingeschränkt den Erwartungen. Bei 4 wäre eventuell wegen der Beschwerden mit einem schlechteren Gangbild zu rechnen gewesen. Bei 5 scheinen die Beschwerden voll durch das deutliche Untergewicht kompensiert zu sein, sodaß noch keine negativen Folgen für das Gangbild auftreten. Bei 7 liegt nur ein geringfügig schlechtes Gangbild vor, das durch die Schmerzen vielleicht erklärt werden könnte. Bei 8 liegt ein erhebliches Varisationsausmaß vor, das nur in Verbindung mit leichtem Untergewicht und körperlichem Training, der Patient hat postoperativ ein erhebliches Übergewicht abgebaut und das Sportabzeichen gemacht, zu einem eben noch erträglichen Gangbild führt. Bei 9 ist das Schwanken durch das starke Übergewicht erklärt. Bei 10 läßt sich das starke Schwanken mit der zwar erheblichen aber nur zu einem normalen Schenkelhalswinkel führenden Varisation nicht ausreichend erklären. 11 zeigt die nach dem Varisationsausmaß und dem Übergewicht zu erwartende Relativschwankung. Das schlechte Gangbild von 12 erklärt sich durch die Varisation und die Schmerzen. Bei 13 liegen schwer beurteilbare Verhältnisse vor. Das erheblische Schwanken von Rumpf und Becken ist wohl etwas mehr, als man nach Varisation und Schmerzangabe erwarten sollte. Das eingetragene leichte Übergewicht verfälscht die Verhältnisse, weil es den ausgesprochen athletischen Körperbau des Patienten nicht berücksichtigt. Bei Anwendung der Bonnhardt-Gewichtsformel (nach 15) hätte kein Übergewicht vorgelegen. Darüberhinaus ist zwar nur einseitig operiert worden. Auf der nichtoperierten Seite liegen aber wegen totaler Deformierung des Hüftkopfes ähnliche Hebelverhältnisse vor. Dementsprechend war auch die von Marquardsen gemessene Hüftabduktionskraft (28) seitengleich. Sie lag deutlich an der Spitze aller untersuchten Personen!
In Abbildung 41, der Darstellung für die beiderseits operierten Personen, ist angesichts des erheblichen Varisationsausmaßes und angesichts der beiderseitigen Schmerzen auch das erhebliche Untergewicht von 27% für die Erklärung des guten Gangbildes nur bedingt ausreichend. Bei 2 entspricht das Gangbild etwa den Erwartungen. Ebenso bei 3 und 4. Bei 5 ließen der erhebliche Schmerz und das Übergewicht ein etwas schlechteres Gangbild erwarten. Bei 6 erklären starke Varisation zu einem kleinen Schenkelhalswinkeln und die Schmerzen sowie das leichte Überge-

Tabelle 7: Erwartetes Gangbild nach klinischen Daten

	wie Erwartung	gegen Erwartung	fraglich
einseitig varisiert	7	1	4
beidseitig varisiert	5	3	1
gesamt	12	4	5

Auf den ersten Blick scheint das Ergebnis die Erwartungen , daß Operation, Gewicht und Schmerz das Gangbild entscheidend beeinflussen, zu bestätigen. Faßt man aber - angesichts der nicht sehr präzisen Zuteilungskriterien erscheint dies redlicher - die Ergebnisse 'gegen Erwartung' und 'fraglich' zusammen, weil sie ja auch beide den Erwartungen nicht entsprechen, nach denen Schmerz, Gewicht und Varisationsausmaß das Gangbild entscheidend beeinflussen, so sind die nicht erwarteten Ergebnisse nahezu gleich häufig wie die erwarteten. Somit konnte also nicht wahrscheinlich gemacht werdne, daß von den drei erwähnten Faktoren zusammengenommen das Gangbild entscheidend beeinflußt wird.

i) Trainingszustand

Bereits auf Seite 10 wurde unter Bezugnahme auf ME Müller (20) auf die Bedeutung eines wohldosierten und gezielten Trainings der Abduktionsmuskulatur hingewiesen. Über den Trainingszustand der hier untersuchten Patienten liegen, wie schon auf Seite 20 erwähnt, keine vergleichbaren Daten vor. Es soll an dieser Stelle gesagt sein, daß die von Marquardsen zur Verfügung gestellten Daten über die von ihm gemessenen Abduktionskräfte diese Lücke nicht schließen können. Schmerzfreiheit im Moment der Abduktions-

---

wicht gut das grenzwertige Gangbild. Bei 7 ließe die geringe Varisation zu hohem Schenkelhalswinkel ein deutlich besseres Gangbild erwarten. Bei 8 ist die Schwankung trotz des hohen Übergewichts entsprechend dem Varisationsausmaß zu hoch ausgefallen. 9 entspricht den Erwartungen.

kraftmessung vorausgesetzt, sind Kraftmessungen durchaus geeignet, bei einem Patienten die Kräfte beider Körperseiten zu vergleichen. Der Vergleich zwischen verschiedenen Personen ist fragwürdig wegen der unterschiedlichen Motivation und damit Ausschöpfung des vorhandenen Kräftepotentials. Denn die für den Patienten völlig ungewohnte Versuchsanordnung durch das beengende Meßgerät (16), die bei Patienten unterschiedliche leistungsbeeinflussende Affekte auslöst, reicht zur Erklärung solcher unterschiedlicher Motivationen aus.
Abschließend seien noch die 4 Fälle erwähnt, bei denen das Training einigermaßen erfaßt werden konnte. 2 Patientinnen, die erst nach einer Stunde unter Schmerzen litten, hatten 6 und 3 Jahre postoperativ zum Zeitpunkt der Untersuchung noch regelmäßige krankengymnastische Übungen durchgeführt. Eine war selbst Krankengymnastin, eine wurde noch krankengymnastisch betreut. Bei beiden war das Gangbild bei niedrigem Körpergewicht und jeweils starker Varisation, in einem Fall beidseitig, unauffällig.
Ein anderer Patient hatte bis 1 Jahr po-stoperativ gezielte Krankengymnastik betrieben. Dann hatte er sein bis dahin bestehendes erhebliches Übergewicht bis unter das Normalgewicht reduziert und 4 Jahre lang bis zum Untersuchungstermin regelmäßig Leichtathletik betrieben. Das Gangbild war trotz erheblicher beiderseitiger Varisation zu niedrigen Schenkelhalswinkeln und trotz Schmerzen noch gerade tolerabel. Der letzte hier zu erwähnende Patient betreibt seit der Plattenentfernung 3 Jahre vor der Untersuchung regelmäßig Dauerläufe bis zu 40 Minuten und Gewichtheben.[1] Eine gezielte Abduktionsübung hatte 1 Jahr nach der Operation geendet. Das Gangbild war von allen untersuchten Personen das Schlechteste. Die Abduktionsdrehmomente waren in den Messungen von Marquardsen (16) höher als bei allen untersuchten Patienten und gleich denen der stärksten gesunden Versuchsperson. Ein echtes Übergewicht lag nicht vor. Während die ersten drei Beispiele die Be-

---

1 Begründung des Patienten:"Ein künstliches Hüftgelenk brauche ich doch bald."

deutung eines Trainings, insbesondere eines gezielten Trainings der Abduktionskräfte, für eine Verbesserung des Gangbildes zu bestätigen scheinen, ist zur Erklärung des schlechten Gangbildes des letzten der 4 hier erwähnten Patienten allenfalls folgende Überlegung brauchbar: Die Abduktionskräfte des Patienten sind offensichtlich ausreichend. Bei ganz erheblichen, im Röntgenbild nachgewiesenen, coxarthrotischen Veränderungen beider Hüften ist es dem Patienten durch starkes Überlegen des Rumpfs über das jeweilige Standbein gelungen, seine Hüftgelenke zu entlasten und auf diese Weise die Schmerzen gering zu halten. Ob Dauerläufe bis zu 40 Minuten mit dieser Überlegung vereinbar sind, muß allerdings bezweifelt werden. Darüber könnte aber erst nach Untersuchung des Gangbildes im Dauerlauf eine verläßliche Aussage gemacht werden.

III. Schluß

Die eingangs gestellte Aufgabe bestand darin, das Gangbild von Patienten nach intertrochanterer Varisationsosteotomie mit dem gesunder Individuen zu vergleichen und möglichst Beziehungen zwischen Gangbild, Operation, Beschwerden und anderen wichtigen klinischen Daten herzustellen.
18 der untersuchten Patienten, genau die Hälfte, zeigten ein zufriedenstellendes Gangbild; also Schwankungen des Rumpfes und des Beckens, die denen gesunder Personen entsprechen. 8 Patienten zeigten ein Gangbild, das nichtmehr sicher als unauffällig gelten kann. 10 Patienten zeigten ein eindeutig pathologisches Gangbild.
9 Patienten sind durch die an ihnen vorgenommene Operation oder Operationen beschwerdefrei geworden und waren es auch noch zum Zeitpunkt der Untersuchung. Alle übrigen mit einer Ausnahme empfanden auch noch zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung deutlich weniger Beschwerden als präoperativ und führten selbst die Besserung auf die Operation zurück.

Der Versuch der Bewertung der verschiedenen möglichen Ursachen für ein schlechtes Gangbild ist durch die bezogen auf die vielen mutmaßlich wichtigen Ursachen sehr kleine Zahl untersuchter Patienten erschwert. Sollte aber eine der angenommenen Ursachen überragende oder gar entscheidende Bedeutung gegenüber anderen Faktoren besitzen, so hätte sich in der Untersuchung ein eindeutiger Trend in diese Richtung zeigen müssen. Das war nicht der Fall. Die Untersuchung ergab keinerlei Anhalt dafür, daß das Geschlecht der Patienten, das Alter - Patienten unter 19 und über 55 Jahren wurden nicht untersucht - und der zeitliche Abstand zur Operation - soweit er nicht unter 2 und über 12 Jahren lag - Einfluß auf das Gangbild der Patienten haben.
Für die Indikationsstellung zu weiteren intertrochanteren Varisationsosteotomien scheint es wichtig, hervorzuheben, daß starke Varisation und kleiner postoperativ erreichter Schenkelhalswinkel noch nicht automatisch zu einem Schaukelgang führen. Daß sie aber den Schaukelgang begünstigen, kann nicht ausgeschlossen werden. Unter den einseitig operierten Patienten deutet sich ein schwacher Trend an, daß sich das Gangbild mit steigendem Varisationsausmaß und sinkendem postoperativen Schenkelhalswinkel verschlechtert. Bei den beidseitig Operierten bestätigt sich dieser Trend nicht, wenn diese auch ein insgesamt schlechteres Gangbild zeigen.
Das vergleichsweise bessere Gangbild der Patienten, bei denen der m. gluteus medius gerafft oder der trochanter major tiefer gesetzt wurde, kann wegen der kleinen Zahl der davon betroffenen Patienten für eine große klinische Bedeutung der varisationsbedingten Verkürzung der Abduktionsmuskeln nicht beweisend sein.
Es fand sich ein Hinweis, daß starkes Übergewicht postoperativ den Schaukelgang begünstigt. Aber auch hier kein sicherer Beweis.

Wenn man erwartete, daß der Hüftschmerz häufig mit schlechtem Gangbild zusammentrifft, so ist dies nach der Untersuchung unzutreffend. Anscheinend gelingt es einem Teil der stark mit dem Rumpf schwankenden Patienten gerade durch die Rumpfschwankung eine schmerzhafte Überlastung des Hüftgelenks zu vermeiden. Auch diese Aussage sollte nicht nur wegen der kleinen Zahl der Betroffenen sondern auch wegen der Schwierigkeit des Vergleichs von subjektiv empfundenen Schmerzen mit gewissen Vorbehalten betrachtet werden.

Zusammenfassung

Das Gangbild nach intertrochanterer Varisationsosteotomie.

Mit Hilfe von Filmaufnahmen wird das Gangbild von 37 Patienten (29 weiblich, 8 männlich) 2 bis 12 Jahre nach intertrochanterer Varisationsosteotomie untersucht.
Dabei wird in erster Linie das Überlegen des Rumpfes zur Standbeinseite und das Absacken des Beckens zur Spielbeinseite beachtet. Die Ergebnisse werden mit denen von 26 als hüftgesund geltenden Personen verglichen.
Die operierten Personen zeigen überwiegend ein gutes Gangbild. Beidseits varisierte Patienten zeigen ein durchschnittlich schlechteres Gangbild als einseitig varisierte.
Zwischen dem Ausmaß der operativen Verringerung des Schenkelhalswinkels bzw. der absoluten Größe des postoperativ bestehenden Schenkelhalswinkels und der Qualität des Gangbildes wird kein eindeutiger Zusammenhang gefunden.

Literaturverzeichnis

1. Beck,(ohne Angabe des Vornamens): Das Duchenne-Trendelenburgsche Phänomen. Verhandlungen der Deutschen Orthopädischen Gesellschaft,XIX.Kongreß, Beilagenheft der Zeitschrift für Orthopädische Chirurgie Bd.46,S.207-214.

2. Braune,W.und Fischer,O.: Der Gang des Menschen I. Theil. Versuche am belasteten und unbelasteten Menschen. Abhandlungen der Königlich Sächsischen Gesellschaft der Wissenschaft XXXV: Leipzig 1894. Seitenangaben zu diesem Werk erfolgen im Text.

3. Chuinard,E.G. und Logan,N.D.: Varusproducing and derotational subtrochanteric osteotomie in the treatment of congenital dislocation of the hip. Journal of Bone and Joint Surgery 45A (1963),S.1397-1408.

4. Debrunner,H.U.: Studien zur Biomechanik des Hüftgelenks I. Ein neues Modell für die Berechnung des Hüftbelastung. Z.Orthopädie 113(1975),S.377-388.

5. Duchenne,G.B.: Physiologie der Bewegung. Canel/Berlin 1885,S.261ff.

6. Ducroquet,G.: Walking and Limping. Philadelphia/Toronto 1968.

7. Eberhard,H.D./Inman,V.T./Saunders,J.B.: The major determinants in normal and pathological gait. Journal of Bone and Joint Surgery 35A (1953), S.543-558.

8. Elftman,H.: Biomechanics of muscle. With particurlar attention to studies of gait. Journal of Bone and Joint Surgery 48(1966), S.363-377.

9. Francillon,M.R.: Zur Dosierung der hochdiaphysären Osteotomie bei irreponibler kongenitaler Hüftgelenksluxation. Z.Orthopädie 62(1968), S.71-110.

10. Jani,L.: Die Entwicklung des Schenkelhalses nach der Trochanterversetzung. Archiv orthop. Unfallchirurgie 22(1968), S.127-132.

11. Inman,V.T.: Functional aspects of the abductor muscles of the hip. Journal of Bone and Joint Surgery Bd.29 Nr.3(1947),S.607-619.

12. Kehl,H.: Die Anatomie des Trendelenburgschen Phänomens am Hüftgelenk. Münchner Med.Wochenschrift 24(1924), S.776-777.

13. Knorr,H.: Über die quantitative Bestimmung des Trendelenburgschen Phänomens am Hüftgelenk. Z. Orthopädie 47(1926), s.365-384.

14.Kracovits,G.: Über die Auswirkung einer Beinverkürzung auf die Statik und Dynamik eines Hüftgelenks, Z.Orthopädie 102(1967),S.418-423.

15.Losse,H. und Wetzels,E.(Hrsg.): Rationelle Diagnostik in der Inneren Medizin. Stuttgart 1976, S.245.

16.Marquardsen,H.: Abduktionskraftmessungen. Bisher unveröffentlichte Ergebnisse.

17.Matzen,P.F.: Orthopädie für Studierende. Leipzig 1975, S.350.

18.Murray,M.P.: Walking patterns of normal man. Journal of Bone and Joint Surgery 46A (1964), S.335-360.

19.Merchant A.C.: Hip abductor muscle force. Journal of Bone and Joint Surgery 47A Nr.3(1965), S.462-474.

20.Müller,M.E.: Die hüftnahen Femurosteotomien. Stuttgart 1971, S.77.

21.Paul,J.P. et alii: Approaches to design. Force actions transmitted by joints in the human body. Proc.R.Soc. London B192(1976), S.163-172.

22.Rosemeyer,B:Varisierungsosteotomie und kleine Glutäen. Archiv orthop. Unfallchir.79(1974), S.83-93.

23.Schneider,P.G.: Die Revalgisierung nach intertrochanterer Osteotomie bei Luxationshüften aus muskelmechanischer Sicht. Z.Orthopädie 96(1962), S.440-447.

24.Schulitz,K.P.: Einfluß der Derotations- und Varisierungsosteotomie. Archiv orthop. Unfallchir.75 (1973),S.1-13.

25.Steindler,A.:Kinesiologie of the human body. Oxford 1973,S.53.

26.Trendelenburg,F.: Über den Gang bei angeborener Hüftgelenksluxation. Deutsche Medizinische Wochenschrift 21 (1895), S.24.

27.Weil,S. und U.H.: Mechanik des Gehens. Stuttgart 1966, insbesondere S.15ff.

28.Zenker,H.und Bruns,H.: Die Trochanterversetzung und ihre Ergebnisse. Archiv orthop. Unfallchir. 77 (1973), S.299-303.

Elmar Holstiege

Lebenslauf

Am 6.10.1947 wurde ich in Frankfurt am Main als dritter Sohn des damaligen Rechtsanwaltes und späteren Landesverwaltungsrates des Landschaftsverbandes Westfalen-Lippe Bernhard Holstiege und seiner Ehefrau Theresia, geb. Weller, Hausfrau, geboren.
Nach einem Umzug wurde ich 1954 in die St. Mauritz-Schule in Münster in Westfalen eingeschult.
1956 wechselte ich nach erneutem Umzug, jetzt zurück nach Frankfurt am Main, zur dortigen Sophien-Schule über.
Von 1958 an besuchte ich das Lessing-Gymnasium in Frankfurt am Main, wo ich 1966 die Reifeprüfung ablegte.
Im WS 1966/67 studierte ich Rechtswissenschaften in Frankfurt.
Von April 1967 bis Sptember 1968 leistete ich den Wehrdienst ab.
Vom WS 68/69 bis WS 70/71 studierte ich die vorklinische Medizin an der Freien Universität in Berlin und schloß mit dem Physikum ab.
Vom SS 71 bis SS 74 studierte ich die klinische Medizin in Münster. Am 8.8.74 schloß ich mit dem Staatsexamen ab.
Am 22.11.74 heiratete ich meine jetzige Frau Angela, geb. Schneeloch.
Medizinalassistent war ich von April bis Juli 75 an der med. Universitätsklinik in Münster, von Oktober 75 bis Februar 76 an der chir. Abteilung des Clemenshospitals in Münster und von Mai bis August 76 an der Hüfferstiftung in Münster.
Im Anschluß an die Medizinalassistentenzeit arbeitete ich an der Ende 74 begonnenen Promotion weiter.

Vom 1.11.77 bis zum 31.1.81 arbeitete ich als Assistenzarzt der Inneren Abteilung des St.Franziskushospitals in Bielefeld.
Vom Februar dieses Jahres an arbeite ich halbtags als Assistenzarzt der Anästhesieabteilung der städtischen Krankenanstalten Bielefeld Rosenhöhe. Bei gleichzeitiger Berufstätigkeit meiner Ehefrau als Lehrerin ist nur auf diese Weise zur Zeit eine sinnvolle Betreuung unserer beiden 1979 und 1980 geborenen Kinder möglich.

Anhang

1. Meßsystem

Die Bewegungsanalyse erfolgt durch Vermessung von Filmbildern in einem Bewegungsanalysator[1]. Mit dem Bewegungsanalysator können Koordinaten (x,y) von Meßmarken im vergrößerten Filmbild vermessen werden. Aus diesen Koordinaten (x,y) der abgebildeten Meßmarken sind sämtliche Informationen zu ziehen. Im Filmbild werden zwei Koordinaten der Bewegung in einer Ebene senkrecht zur Fortbewegungsrichtung erfaßt. Die dritte Koordinate wird indirekt durch den Abbildungsmaßstab -bei sich von der Kamera weg bewegenden Patienten werden die Bilder immer kleiner- erfaßt.
Für alle Winkelmessungen in der Filmebene ist der Abbildungsmaßstab belanglos, da sämtliche Winkel mit Hilfe der Trigonometrie aus Längenverhältnissen bestimmt werden. Benötigt wird lediglich noch eine Bezugsrichtung, gegen die alle Winkel zu messen sind. Zweckmäßigerweise wählt man das Abbild eines Schwerlots, das beim Filmen der Bewegung mit aufgenommen wird. Durch den Bezug auf diese Richtung lassen sich Fehler des Bildstandes in der Kamera und im Bewegungsanalysator sowie durch Wackeln der Kamera eliminieren.
Für Größenmessungen muß der Abbildungsmaßstab bekannt sein. Dieser wird aus der Bildgröße eines vom Patienten mitbewegten Referenzgegenstandes -einer Styroporkugel- und dessen Originalgröße bestimmt. Mit Hilfe des Abbildungsmaßstabs können dann wahre Längen bestimmt werden.

2. Winkelberechnung

Die Achsenrichtungen des Bewegungsanalysators sind bezogen auf die Position der Versuchsperson im projizierten Bild folgendermaßen angeordnet: Die y-Achse verläuft horizontal von links nach rechts, die x-Achse vertikal von oben nach unten (Abb. A1).
Es wurde also im zweiten Quadranten des karthesischen Koordi-

1 Mit einem Vanguard Projektionskopf (Model M-16 CW , Hersteller: Vanguard Instrument Corporation, Melville, New York) wurde das Filmbild auf ein Filmauswertegerät, P.C.D.

natensystems gemessen.

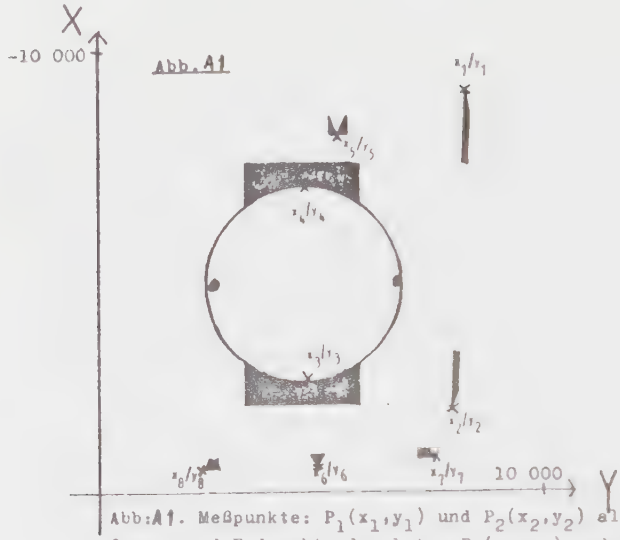


Abb:A1. Meßpunkte: $P_1(x_1,y_1)$ und $P_2(x_2,y_2)$ als Anfangs- und Endpunkte des Lots. $P_3(x_3,y_3)$ und $P_4(x_4,y_4)$ als Endpunkte des Balldurchmessers. $P_5(x_5,y_5)$ zur Markierung der vertebra prominens. $P_6(x_6,y_6)$, $P_7(x_7,y_7)$ und $P_8(x_8,y_8)$ für den mittleren, rechten und linken Beckenmeßpunkt.

Deshalb geht folgende Umrechnung für die Transformation in den gewohnten ersten Quadranten implizit in die Koordinaten- und Winkelberechnung ein:

$$x' = y$$
$$y' = -x$$

Die errechneten Koordinaten und Winkel gelten dann für eine Person, die aufrecht im ersten Quadranten des karthesischen Koordinatensystems steht.

a) Winkel (WL) der Geraden durch die Bezugspunkte (Lot) mit der x-Achse des Bewegungsmeßgerätes

$$\tan WL = \frac{y_1 - y_2}{x_2 - x_1}$$

Inst. Type ZAE 18 (Hersteller: P.C.D. LTD, Farnborough, Hampshire, England) projiziert. Die auf dem Filmauswertegerät gemessenen Koordinaten werden von einem Teletype der Data Dynamics auf Papier und Lochstreifen ausgedruckt.

$$WL = \arctan \frac{y_1 - y_2}{x_2 - x_1}$$

Bei allen folgenden Winkeln ist WL zu substrahieren, weil sie auf das Lot bezogen werden sollen.

b) Winkel der Beckenlinie (Hüftlinie) (WB)

Das Becken kann sich beim Gehen um drei Achsen drehen. Hier soll lediglich die Drehung in der Filmebene gemessen werden. Wenn das Becken sich gleichzeitig um die durch den Körper der Versuchsperson senkrecht verlaufende Achse dreht, wird der gesuchte Winkel falsch auf den Film projiziert, weil der Abstand der äußeren Beckenmeßpunkte $\overline{P_7P_8}$ verkürzt abgebildet wird, während die Differenz von x_8 und x_7, die zur Berechnung des Winkels mit Hilfe der Winkelfunktion herangezogen werden muß, maßstabgerecht abgebildet wird. In Abb. A2 wurde versucht, dies zu veranschaulichen.

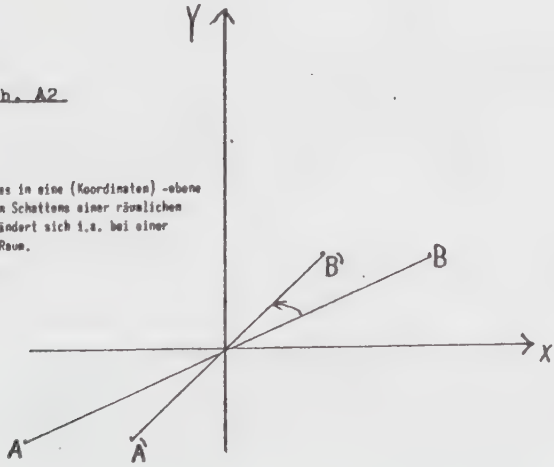


Abb. A2

Die Länge des in eine (Koordinaten) -ebene projizierten Schattens einer räumlichen Strecke $\overline{AB}$ ändert sich i.a. bei einer Drehung im Raum.

Der Meßfehler, der durch die Drehung um die waagrechte x-Achse in der Abbildung A2 entsteht wird als so gering angesehen, daß er vernachlässigt werden kann.

Anstelle des Abstandes der äußeren Beckenmeßpunkte wird der

im gleichen Bild gemessene Kugeldurchmesser (D) zur Berechnung des Winkels der Beckenlinie herangezogen. Dies ist möglich, weil der Abstand der beiden äußeren Beckenmeßpunkte $\overline{P_7P_8}$ so gewählt wurde, daß er gleich dem Kugeldurchmesser $\overline{P_3P_4}$ ist, und weil die Kugel unabhängig von der Körperrotation maßstabgerecht abgebildet wird.

$$\sin WB' = \frac{x_8 - x_7}{D}$$

$$D = \sqrt{(x_3 - x_4)^2 + (y_3 - y_4)^2}$$

Bezogen auf das Lot:

$WB = WB' - WL$

$$WB = \arcsin \frac{x_8 - x_7}{\sqrt{(x_3 - x_4)^2 + (y_3 - y_4)^2}} - WL$$

c) Winkel der Rumpflinie (WR)

Die Rumpflinie wird durch die Meßpunkte P_5 und P_6 definiert.

$$\tan WR' = \frac{y_5 - y_6}{x_6 - x_5}$$

Bezogen auf das Lot:

$WR = 90^o - WR' + WL$

$$WR = 90^o - \arctan \frac{y_5 - y_6}{x_6 - x_5} + WL$$

WR ist der Winkel der Rumpflinie gegen die Horizontale.

d) Der Differenzwinkel (WD) ist der Winkel mit Rumpflinie und Beckenlinie als Schenkeln. Er ist damit nicht mehr im Hinblick auf ein Bezugssystem im Raum definiert.

$WD = WR - WB$

3. Höhenbewegung des Beckens (Höhe = R)

Es kann nur die relative Höhe des Beckens bezogen auf das Koordinatensystem des Bewegungsanalysators gemessen werden. Tatsächlich ist auch nur das Ausmaß der Höhenänderungen während der Schrittphase für die Untersuchung von Bedeutung. Die Beckenhöhe wird an den beiden äußeren Beckenmeßpunkten gemessen $P_8(x_8/y_8)$ und $P_7(x_7/y_7)$.

$$H = \frac{x_8+x_7}{2}$$

Bedingt durch die Zentralprojektion des Films erhält man bei Abtragung der Höhenbewegung gegen die Zeit eine periodische Kurve, deren Amplitude gleichmäßig abnimmt, während die durch die Kurve gelegte Ausgleichsgerade ansteigt (Abb. A3).

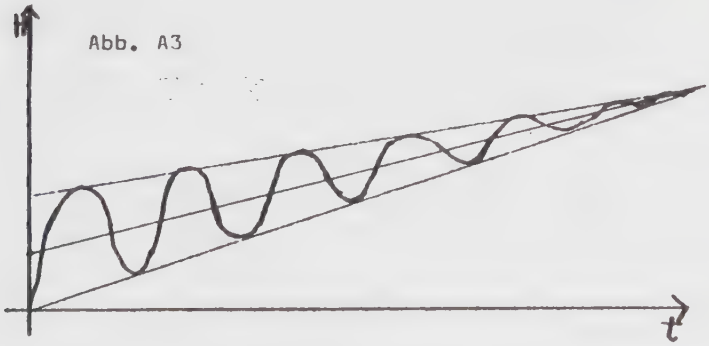


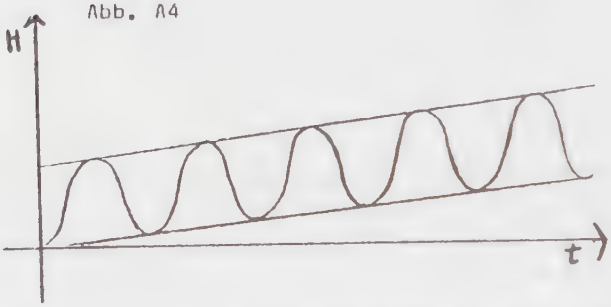
Abb. A3

Als Effekt der Zentralperspektive scheinen die Linien, die in die Tiefe des Bildes gehen, auf einen Fluchtpunkt hin zu konvergieren. Aus diesem Grunde nimmt die Amplitude mit wachsender Entfernung der Person ab. Da sich der Fluchtpunkt der Zentralperspektive in der Bildmitte befindet, das Becken aber unter der Bildmitte abgebildet ist, steigt das Becken mit wachsender Entfernung an.
Um eine interpretierbare Beckenhöhenkurve zu erhalten, ist es notwendig, die Zentralperspektive in eine Paralellper-

spektive umzurechnen. Dieses wird in zwei Schritten erreicht:

1. Korrektur der Amplitude (Abb. A4)
2. Korrektur des Koordinatenursprungs (Abb. A5)

Abb. A4



Zur Korrektur der Amplitude muß der Verkleinerungsfaktor für jedes Bild ermittelt und mit der im Bild, wie oben angegeben, gemessenen Höhe multipliziert werden.

$$\text{relative Höhe} = \text{gemes. Höhe} \cdot \frac{\text{realer Kugeldurchmesser}}{\text{gemes. Kugeldurchmesser}}$$

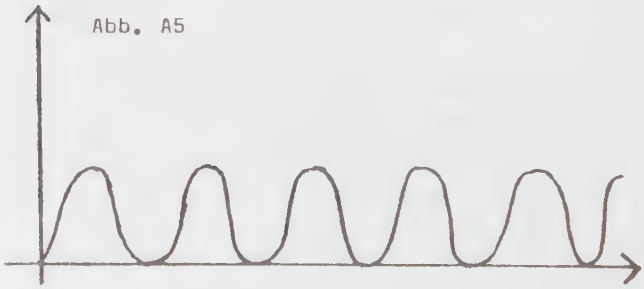
Da der wirkliche Kugeldurchmesser 200 mm beträgt:

$$H = \frac{x_7 + x_8}{2} \cdot \frac{200}{D}$$

Man erhält eine Kurve der (relativen) Höhen wie in Abbildung A4.

Korrektur des Koordinatenursprungs (Abb. A5)

Abb. A5

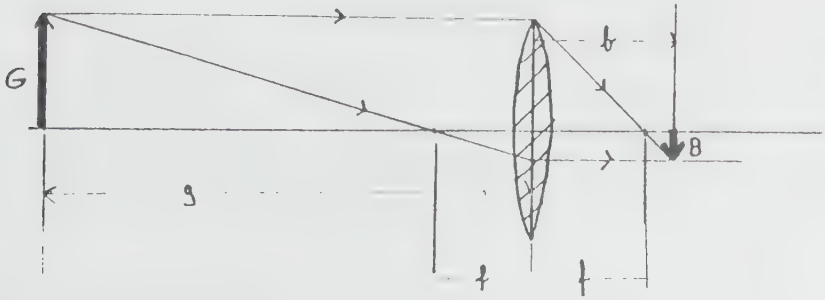


Da sich für jedes Bild ein neuer Bildausschnitt ergibt und das Koordinatensystem bei der Auswertung auf das Bild bezogen ist, muß, um ein raumfestes Koordinatensystem zu schaffen, der Koordinatenursprung für jedes Bild neu berechnet werden. Das geschieht für jedes Bild durch Subtraktion eines Korrektur- terms von der relativen Höhe. Aus der durchschnittlichen Verschiebung eines am Patienten angebrachten Höhenmeßpunktes, der ja im Mittel seine Höhe nicht ändert, wurde mit Hilfe des Strahlensatzes der Korrekturterm errechnet.

4. Durchschnittsgeschwindigkeit

Eichaufnahmen: Die Kugel wird in 7,5 m Entfernung von der Filmebene der Kamera gefilmt. Die in 7,5 m Entfernung von der Kamera aufgenommene Kugel hat einen im Bewgungsanalysator abgebildeten Durchmesser von 2041,6 Skalenteilen. Dieser Wert wurde als Durchschnitt aus fünf Messungen ermittelt. Die durchschnittliche Abweichung der Einzelmessungen vom Mittelwert betrug 0,2%; die maximale Abweichung 0,37%.
Die Entfernung der Versuchsperson von der Kamera kann jetzt mit Hilfe der abgebildeten Ballgröße für jedes vermessene Bild errechnet werden:
Die Formel zur Berechnung der Entfernung ergibt sich aus folgendem (Abb. A6):

Abb. A6



$$\frac{G}{B} = \frac{g-f}{f}$$

$$g = f\left(\frac{G}{B} + 1\right)$$

g = Gegenstandsweite
b = Bildweite
G = Gegenstandsgröße
B = Bildgröße
f = Brennweite (Kameraoptik) = 85mm

Da aber bei der Eichmessung bis zur Filmebene gemessen wurde, gilt: $g' = g + b$

also: $g' = \frac{\text{Faktor}}{B} + b + f$ mit: Faktor = $f \cdot g$

$b \approx f$

$$g' \cong \frac{\text{Faktor}}{B} + 2f$$

Den Faktor Faktor = $(g' - 2f) \cdot B$ erhält man aus der Eichmessung:

$g' = 7{,}5$ m

B = 2041,6 =Abbildungsgröße der Kugel auf dem Bewegungsanalysator bei einem Film-abstand des Balls von 7,5 m

Faktor = 14 964, 93

Mit der folgenden Formel kann ich mit der jeweils gemessenen Ballgröße den aktuellen Abstand Kamera - Ball errechnen.

$$g' = \frac{\text{Faktor}}{B} + 2f = \frac{14\,964{,}93}{B} + 0{,}17$$

Zur Kontrolle wurde für 3 m und 10 m Kugelabstand die projizierte Ballgröße gemessen und mit dieser Größe nach der Formel von g' wiederum die Entfernung errechnet. Mit den errechneten Ergebnissen von 2,93 m und 9,99 m ergaben sich Abweichungen von 2,5% und 0,1%.
Da die Vermessung der Kugelgröße im Einzelfall fehlerhaft sein kann, wird der Durchmesser der Kugel in den ersten zehn Bildern und in den letzten zehn Bildern jeweils gemittelt und für beide Mittelwerte der Abstand zur Kamera bestimmt.

Im Folgenden wird g für g' geschrieben.
Für die zurückgelegte Strecke gilt dann:

$s = g_2 - g_1$

Für die benötigte Zeit gilt:

$$t = (m - 10) \cdot \frac{3}{64}$$ (m = Zahl der ausgewerteten Bilder pro Szene)

Der Faktor $\frac{3}{64}$ gilt für eine Filmgeschwindigkeit von 64 B/sec, wenn jedes dritte Bild ausgewertet wird. Entsprechend lautet dieser Faktor $\frac{2}{48}$ bei 48 B/sec und Auswertung jedes zweiten Bildes. Wegen der Mittelung für die zehn ersten und zehn letzten Bilder müssen am Anfang und Ende je fünf also insgesamt zehn Bilder abgezogen werden.
Für die Durchschnittsgeschwindigkeit gilt also:

$$v = \frac{g_2 - g_1}{(m-10) \cdot \frac{3}{64}}$$

In gleicher Weise wird auch die Geschwindigkeit während jedes Doppelschritts errechnet. Es werden aber jeweils nur die Mittelentfernungen von fünf Bildern zur Geschwindigkeitsberechnung herangezogen. Das Ergebnis ist entsprechend ungenauer.

5. Meßfehler

Neben den echten Meßfehlern muß mit Fehlern bei der Datenübertragung gerechnet werden. Sie entstehen beim Ablochen der Lochstreifen und bei der Übertragung auf Lochkarten vornehmlich durch Auslassen von Stellen. Die Übertragungsfehler sind gewöhnlich sofort als solche zu erkennen, weil sie von den übrigen Ergebnissen stark abweichen.
Echte Meßfehler liegen meistens in der Nähe des richtigen Wertes.
Um die im Laufe der Messungen möglichen Fehler zu erkennen, wurden sechs im Bewegungsanalysator eingestellte Bilder

mehrfach, mindestens zehn mal hintereinander, ausgemessen (Abb. A7).

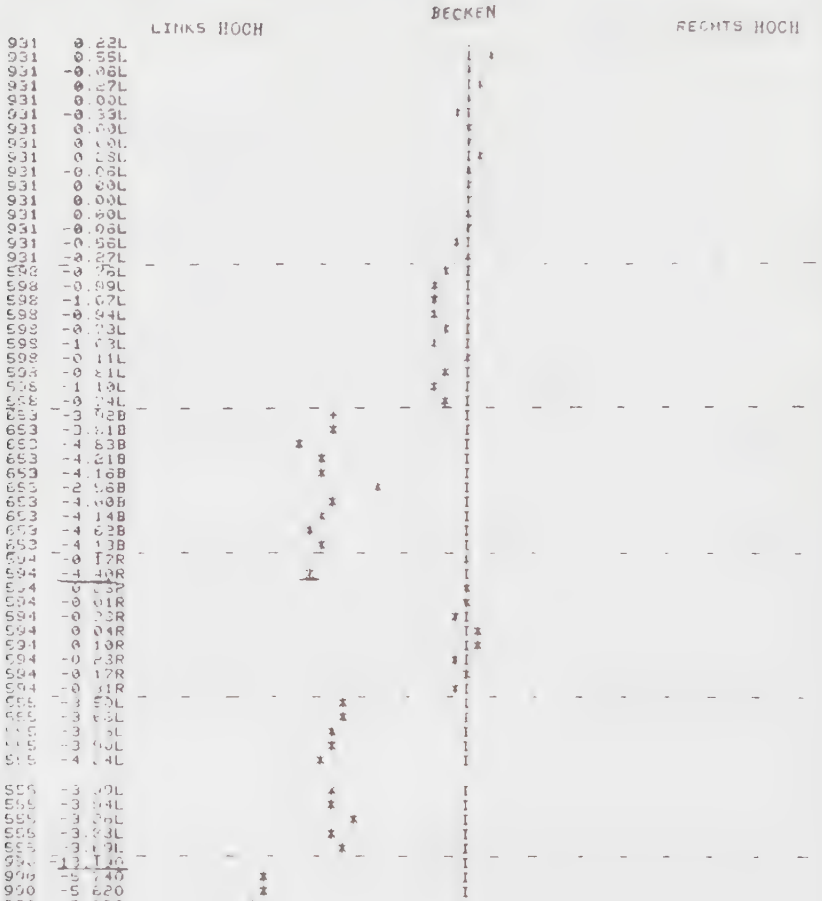


Abbildung A7

Bei der Auswertung des sechsten Bildes (Nr. 720) wurde nach jeder Bildvermessung der Film drei Bilder weitertransportiert und dann wieder drei Bilder zurücktransportiert zum Bild 720. Dadurch sollen die Fehler erfaßt werden, die durch ungleichmäßigen Filmtransport entstehen.

Echte Meßfehler der gleichen Größe führen bei verschiedenen zu errechnenden Endgrößen zu verschiedenen Ergebnisfehlern. Deshalb muß die Fehlerbetrachtung für WB, WR und H getrennt durchgeführt werden.

Fehler der Winkel der Beckenlinie

Von den 77 Messungen wurden vier von vornherein ausgeschieden (594,2; 990,1; 720,2 und 720,6/724), weil es sich um offensichtlich falsche Werte handelt, bzw. in einem Fall (720,6/724) das falsche Bild gemessen wurde. Die falschen Werte sind in Abb. A7 markiert. Links sind die Bild-Nummern untereinander abgetragen; rechts daneben die jeweiligen nach der Koordinatenmessung errechneten Winkel. Die Sterne stellen durch ihren Abstand zu den den jeweiligen Fußbodenkontakt anzeigenden Buchstaben (B, L oder R) die Größe des Winkels zeichnerisch dar.

Der mittlere quadratische Fehler einer Einzelmessung wird errechnet nach der Formel:

$$s_i = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{n} \Delta x^2}{n - 1}}$$

Der tatsächliche Wert der Größen hat vom gemessenen Wert mit hoher Wahrscheinlichkeit keinen höheren Abstand als s_i.

Die mittlere quadratische Abweichung der nicht weitertransportierten Bilder beträgt für WB:

$s_i = 0{,}296^0$

Für das nach jeder Messung neu eingestellte Bild 720 beträgt sie:

$s_i = 0{,}359^0$

Da bei der Vermessung der Gangszenen nach jeder Bildvermessung der Film weitertransportiert wird, also ähnliche Bedingungen vorliegen wie bei der Vermessung des Bildes 720, kann dieser Wert als der am ehesten gültige angesehen werden, obwohl er nur einen Mittelwert aus neun Messungen darstellt.
In Abb. A8 ist die aus Bild 720 errechnete mittlere quadratische Abweichung beiderseits der Kurvenpunkte einer Kurve von WB als Grenze der zu erwartenden Abweichung abgetragen. Die wahrscheinlichste Kurve von WB ist zur Veranschaulichung innerhalb dieser Grenzen eingetragen.

Fehler der Winkel der Rumpflinie (Abb. A9)
Von den 77 Messungen wird lediglich 720,2 und 724 (=720,6) ausgeschieden.
Nach der oben angegebenen Formel wird s_i für die nicht weitertransportierten Bilder berechnet:
$s_i = 0{,}09^o$
Für das nach jeder Messung durch Weitertransport und Rücktransport neu eingestellte Bild 720 ergibt sich als mittlere quadratische Abweichung von WR:
$s_i = 0{,}105^o$
Dieser zweite Wert wird entsprechend wie bei WB in die Kurve von WR eingetragen (Abb. A10).

Fehler der Höhe (Abb. A11)
Die Bilder 990,1 und 724 (720,6) werden als offensichtliche Fehler ausgeschieden. Die mittlere quadratische Abweichung beträgt dann:
s_i = 1,26 mm für nicht transportierte Bilder,
s_i = 1,4 mm für das weitertransportierte Bild 720.
Der Wert für das Bild 720 wird in die Beispielkurve (Abb. A11) eingetragen.

Eine eigene Fehlerbetrachtung für den Differenzwinkel (WD) wird nicht durchgeführt, da dieser Winkel als Differenz von WR und WB nur die Fehler dieser beiden Winkel aufweisen kann und weil der genaue Kurvenverlauf von WD nicht in dem Maße interpretiert werden soll, wie der Verlauf der Kuven der anderen drei Größen.

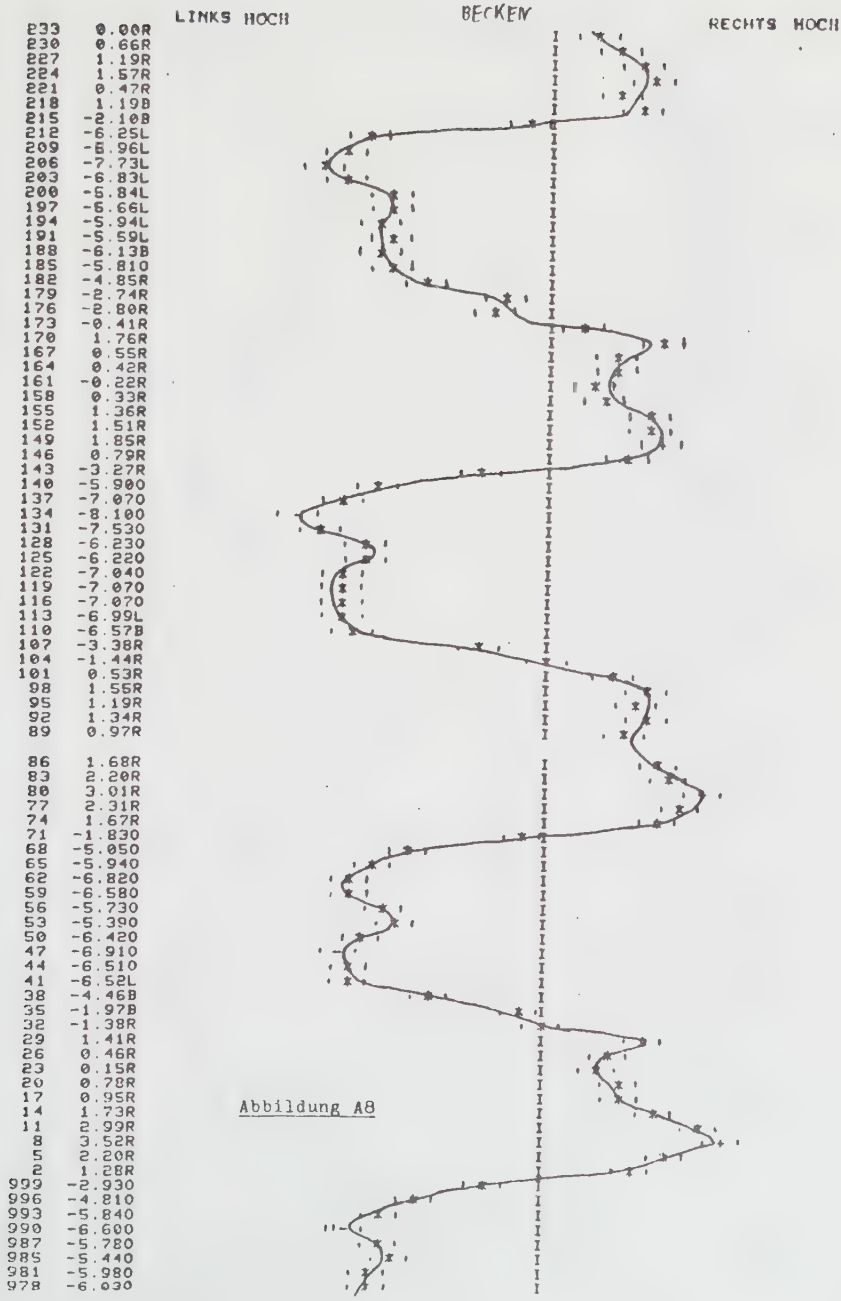


Abbildung A8

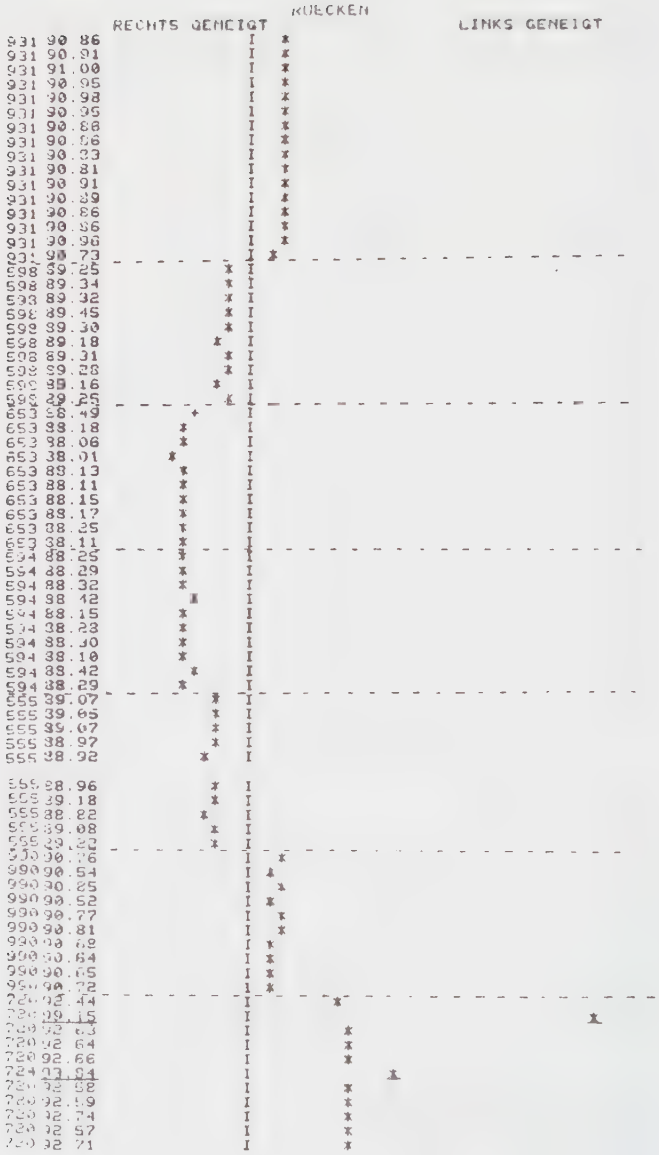


Abbildung A9

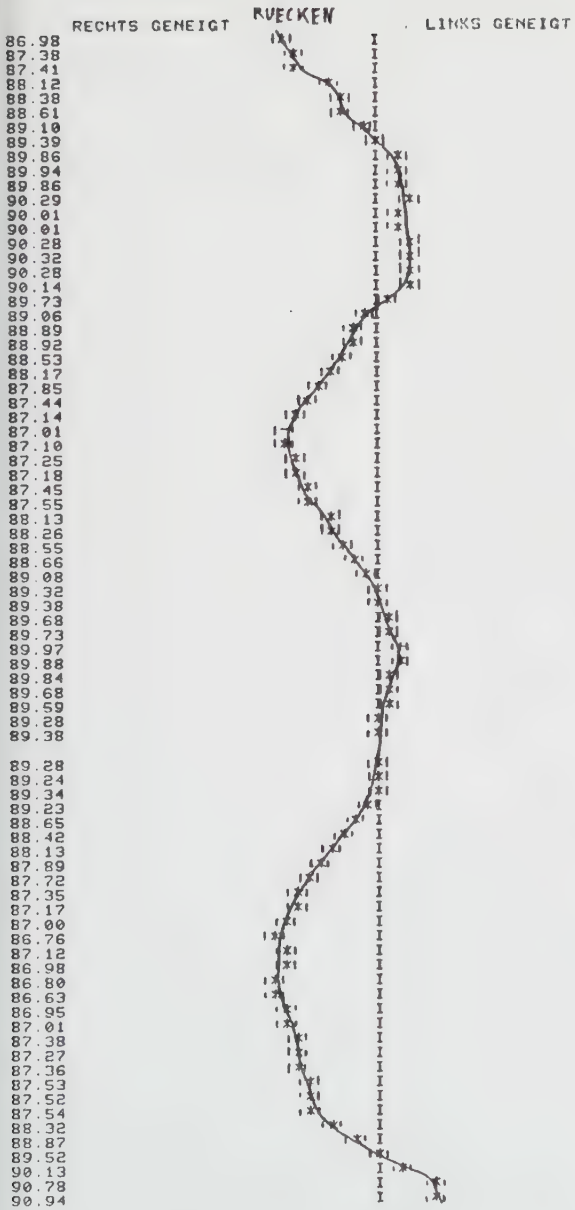
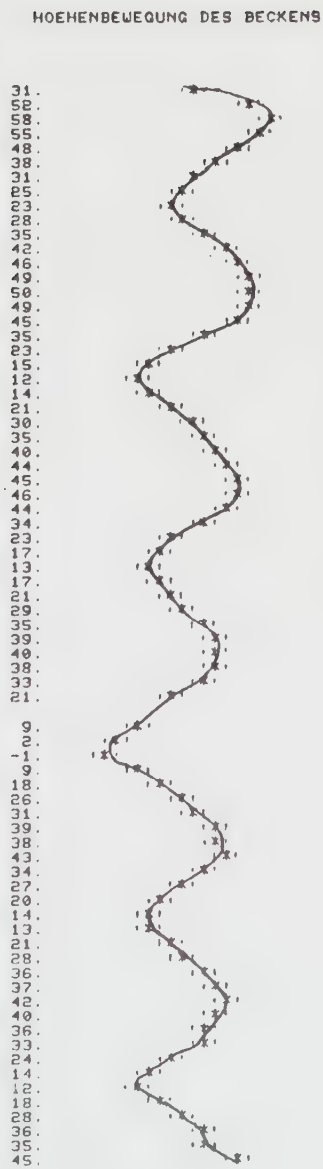


Abbildung A10

Abbildung A11



Herstellung und Druck: B. Kleine Blitzdruck GmbH, Friedrich-Verleger-Str. 10-12
4800 Bielefeld 1, Telefon 05 21 / 17 31 97